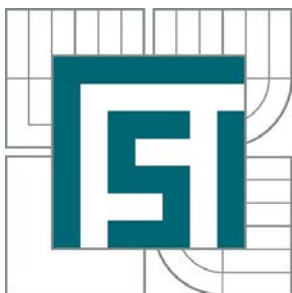




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

DEFORMAČNÍ-NAPŮJOVÁ ANALÝZA ZUBU OŠETŘENÉHO KOŘENOVOU INLAY

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF TOOTH WITH ROOT INLAY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

DAVID SLÁMA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PETR MARCIÁN, Ph.D.

BRNO 2015

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): David Sláma

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Základy strojního inženýrství (2341R006)**

editel ústavu Vám v souladu se zákonem 111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Deformační napínavá analýza zubu ošetřeného kořenovou inlay

v anglickém jazyce:

Stress-strain analysis of tooth with root inlay

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V případě rozsáhlých poškození a defektů zubů je ošetření provedeno pomocí kořenové inlay. Jedná se o stálou zubní náhradu části vyplňující kořenový kanálek. Na tuto náhradu se nasazuje obvykle korunka. Výhodou takového ošetření je zachování fyziologického spojení pomocí periodontálního lžka. Zavedením kořenové inlay do zubu se mní mimo jiné i mechanické projevy soustavy.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Provést deformační napínavou analýzu zubu s kořenovou inlay.

Seznam odborné literatury:

Misch C. E.: Contemporary Implant Dentistry, Hardbound, 2007, ISBN-13: 978-0-323-04373

Yamazaki M.: Estetické restaurativní ošetřování, Komplexní protetické sanace, 2005, ISBN: 80-903181-7-7

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2014/2015.

V Brně, dne 21.11.2014

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
editel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

Abstrakt

Tato práce se zabývá dentální stomatologickou biomechanikou, konkrétně kořenovými čepy (kořenovými inlay). Tyto čepy jsou zaváděny do endodonticky ošetřeného zubního kanálku, kde jsou přilepeny pomocí cementu a následně se na ně přilepí korunka. Výhodou tohoto ošetření je, že původní periodontální uložení zubu v čelisti zůstane zachováno. Nejčastěji jsou aplikovány dva typy kořenových čepů: kovové a kompozitní. Cílem této práce bylo provedení rešeršní studie zabývající se kořenovými inlay. V další části práce byla provedena deformačně-napětové analýza kořenových inlay pomocí výpočtového modelování a volba šetrnější inlay k zubnímu kořeni ze dvou vzorků (kovová a kompozitní inlay). K řešení byla použita metoda konečných prvků.

Abstract

This thesis deals with the dental biomechanics, specifically with root inlays. Most often, two specific types of these inlays are applied: steel and composite. These inlays are fixed to endodontically treated tooth canal with luting cement and finally the crown is fixed to these inlays. The advantage of this restoration is the fact that the prime periodontal connection between tooth and bone remains preserved. The main purpose of this thesis was performing research study of root inlays. In the next part of this thesis the Stress-deformation analysis was performed using computational modeling and better inlay (comparing two samples: steel and composite) was chosen according to a stress in the dentin. The solution of this problem was performed with Fined Element Method.

Klíčová slova

kořenový čep, kořenová inlay, kořenová nástavba, metoda konečných prvků, deformačně-napětová analýza.

Key words

root inlay, post, core, Fined Element Method, Stress-deformation analysis.

Bibliografická citace

SLÁMA, D. *Deformačně-napěťová analýza zubu ošetřeného kořenovou inlay*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 42 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D..

Čestné prohlášení

Tímto prohlašuji, že jsem bakalářskou práci pod vedením Ing. Petra Marciána Ph.D. vypracoval sám s využitím svých znalostí a odborné literatury.

David Sláma, Brno, květen 2015

.....

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Petru Marciánovi Ph.D. za jeho trpělivost a časté konzultace. Velký dík potom patří zubaři MUDr. Janu Šmídkovi za přednášku o protetické stomatologii.

Dále bych chtěl poděkovat svým rodičům, přítelkyni a celé rodině za podporu při vysokoškolském studiu.

Tato práce vznikla za podpory a na přístrojovém vybavení NETME Centre, regionálního výzkumného a vývojového centra vybudovaného z finančních prostředků Operačního programu Výzkum a vývoj pro inovace v rámci projektu NETME Centre (Nové technologie pro strojírenství), Reg. č.: CZ.1.05/2.1.00/01.0002 a podporovaného v navazující fázi udržitelnosti prostřednictvím projektu NETME CENTRE PLUS (LO1202) za finančního přispění Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy v rámci účelové podpory programu Národní program udržitelnosti I.

Obsah

1	Úvod	1
1.1	Historický vývoj zubních operací	1
1.2	Současná záchovná stomatologie	2
2	Popis problémové situace.....	3
3	Formulace problému	4
3.1	Cíle řešení.....	4
4	Rešerše dostupné literatury	5
4.1	Knihy.....	5
4.1.1	Stomatologická protetika [7]	5
4.1.2	Protetická Stomatológia: Liečba a prevencia [8]	5
4.2	Články renomovaných časopisů.....	5
4.2.1	3D FEA analýza kovových, skleněných a karbonových čepů horního řezáku [3]	5
4.2.2	3D FEA analýza horního řezáku srovnávající přetvoření a napětí v závislosti na použitých materiálech [4].....	6
4.2.3	Efekt použitých materiálů čepů na napěťovou 3D analýzu [5]	6
4.2.4	Průběh napětí při použití titanového a kompozitního čepu v závislosti na délce čepu [6]	7
4.3	Katalogy	8
4.3.1	Katalog firmy RDT prodávající kompozitní čepy [10]	8
5	Kořenové inlay	9
5.1	Indikace kořenových inlay [7]	9
5.2	Kontraindikace kořenových inlay [7].....	9
5.3	Tvar a velikost kořenové náhrady [7].....	9
5.4	Endodontické ošetření [13]	10
5.5	Čepové korunky [7]	10
5.6	Kovové kořenové inlay	11
5.6.1	Postup zákroku a zhotovení kovové kořenový inlay [7].....	11
5.6.2	Materiál	12
5.7	Kompozitní kořenová inlay.....	13
5.7.1	Zavádění prefabrikovaných kořenových čepů.....	13
6	Řešení deformačně-napěťové analýzy	15

6.1	Model geometrie.....	15
6.1.1	Vytvoření STL modelu	15
6.1.2	Kovová kořenová inlay.....	16
6.1.3	MKP síť soustavy s kovovou inlay	20
6.1.4	Kompozitní kořenová inlay	22
6.1.5	MKP síť soustavy s kompozitní inlay.....	24
6.2	Model materiálu	25
6.3	Model zatížení	27
6.4	Model vazeb	27
7	Prezentace a analýza výsledků	28
7.1	Napětí v inlay	28
7.1.1	Napětí v kompozitní inlay	28
7.1.2	Napětí v kovové inlay.....	29
7.1.3	Zhodnocení výsledků napěťové analýzy kořenových inlay	29
7.2	Napětí v dentinu	30
7.2.1	Dentin ošetřený kompozitní inlay	30
7.2.2	Dentin ošetřený kovovou inlay	31
7.2.3	Zhodnocení výsledků napěťové analýzy dentinu	32
7.3	Deformace.....	33
7.3.1	Deformace dentinu u ošetření kompozitní inlay	33
7.3.2	Deformace dentinu ošetřeného kovovou inlay.....	34
7.3.3	Zhodnocení výsledků deformační analýzy dentinu	34
8	Závěr	35
9	Literatura	36
9.1	Odborné články	36
9.2	Knihy	37
9.3	Dizertační a závěrečné práce.....	37
9.4	Internetové odkazy a ostatní.....	37
10	Použité názvy	39
11	Seznam tabulek a obrázků	40
11.1	Seznam obrázků	40
11.2	Seznam tabulek	42

1 Úvod

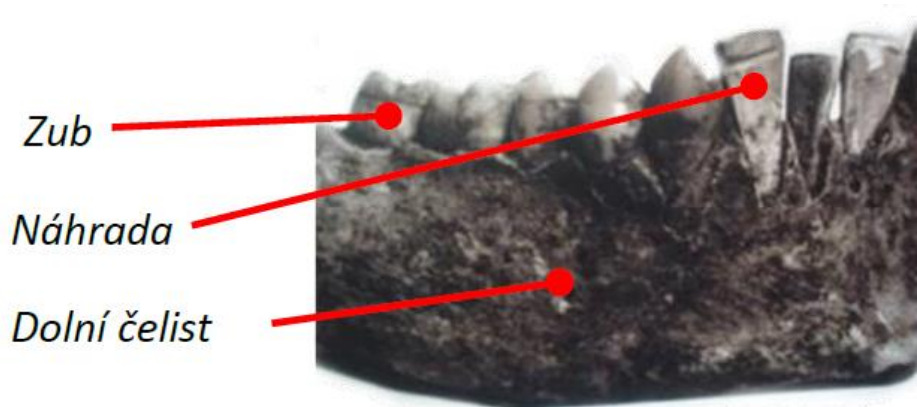
Moderním trendem je globalizace, technický vývoj jde překotně kupředu a tím se mění i chování lidí ve společnosti. Každý má ve společnosti své místo, ale všichni máme jedno společné: chceme se líbit sobě samým co nejvíce. Kromě plastických operací, které jsou některými propagovány, jinými odsuzovány, existuje obor, který ovlivňuje vzhled nás všech. Tím oborem je záchovná protetická stomatologie.

Stav chrupu lze do značné míry ovlivnit pravidelnou hygienou dutiny ústní, což také vypovídá o tom, jak o sebe daný člověk pečuje. Mnohdy ale sebevětší snaha končí neúspěchem. Mohou za to různé nehody, při kterých dojde k fraktuře zubu a do značné míry je na vině i genetika.

Abychom dosáhli perfektního úsměvu, svěřujeme se do péče profesionálním zubařům, kteří používají nejmodernější materiály a technologie. Součástí této péče jsou zubní laboratoře, se kterými lékaři úzce spolupracují. Dentální záchovná protetika je nedílnou součástí životů nás všech.

1.1 Historický vývoj zubních operací

První zubaři, pokud je možné je tak nazývat, své pacienty ošetřovali prostým vytržením zkaženého zubu z čelisti, čímž ukončili pacientovu bolest a zamezili šíření infekce. Život bez chrupu bylo ale něco, co tenkrát lidem, přijímajícím tvrdou stravu de facto znemožňovalo příjem potravy. První nálezy primitivních implantátů jsou z období neolitu 5000 let př. n. l. Historická čelist byla objevena roku 1954 ve městě Canrobert 70 km jihovýchodně od Constantine (dnešní Qacentino v Alžírsku). Pomocí testů bylo určeno stáří nálezu na 7000 let [1] (Obr. 1.1).



Obrázek 1.1: Dolní čelist s primitivní náhradou z období neolitu [1], [28]

Kolem roku 700 př. n. l. vyvinula etruská civilizace techniku náhrady zubu v podobě zlatých tyčinek, do kterých byl vložen umělý zub, zejména zvířecí, což s sebou neslo také řadu

rizik spojených s přenosem nemocí a různých infekcí. Tyto tyčinky byly zhruba 5 mm široké, upevněné zlatými hřebíčky.

Dalším pokusem, který pocházel z doby před více než 1350 lety z civilizace Mayů, byla nalezená dolní čelist tehdy zřejmě pětadvacetileté ženy. V níž byly zasazeny části mušlí, jež měly plnit funkci ztracených zubů [2].

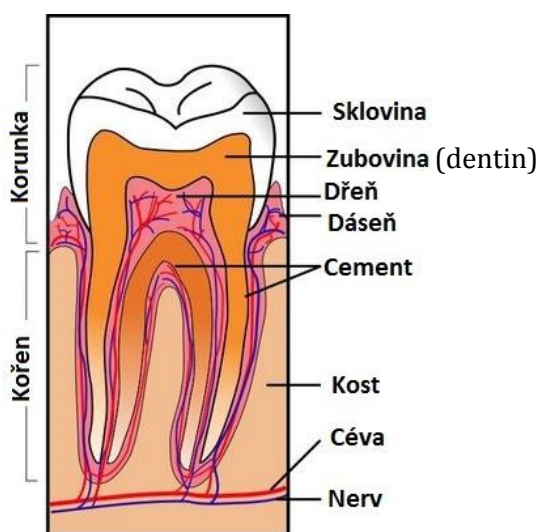
1.2 Současná zachovná stomatologie

V poslední době je moderním trendem v protetice zachování co největší části původního zubu. Zub se obvykle poškozuje shora, sklovina se postupně během života obrousí, proniká do ní kaz nebo se z ní kousek ulomí. Tyto menší defekty skloviny jsou řešeny výplněmi. V situaci, kdy už je těchto plomb příliš a kaz proniká stále hlouběji, je třeba zub zbrousit a nasadit na něj korunku. Pokud je zbroušený pahýl zubu příliš krátký, korunka se na něm neudrží, protože zatím nemáme, i přes obrovský vývoj, lepidla na potřebné úrovni.

Při řešení tohoto problému našli zubaři specifické řešení. Do zubního kanálku se zavede čep (též: kořenová nástavba, kořenová inlay, kořenový čep) a na něj se potom nasadí korunka. Původní uchycení zubu v kosti zůstane zachováno. K vytržení zubu je přistupováno až v beznadějných případech: například zánět kořene, fraktura kořene nebo fraktura kořenového kanálku.

2 Popis problémové situace

Zub se při každodenním přijímání potravy postupně poškozuje. Během života se obroušuje a zmenšuje, případně jsou zubaři aplikovány různé plomby při boji s kazem. Jednoho dne se tato situace stane neudržitelnou, původní zub (obr. 2.1) je již příliš opotřebován a už drží pouze výplň na výplni, při současném stavu lepidel nemá tato náhrada (vlivem velkého smykového napětí) šanci udržet se na zbytku zubu a upadne. Řešením je na zbytek zubu zhotovit korunku. Aby se korunka mohla přichytit, je třeba zhotovit pevnou fixní náhradu (zubní pahýl) z původní korunkové části zubu. Pokud je pahýl zubu příliš krátký, musí se do kořenového kanálku zavést čep, který bude plnit funkci pro uchycení korunky. Tento čep se může zavést pouze v případě, že je kořenový kanálek endodonticky ošetřen (viz 5.4), bez fraktury, jiného poškození či zánětu. Biomechanickou studií tohoto kořenového čepu a zbytku kořene (dentinu) se zabývá tato práce.



Obrázek 2.1: Stavba zubu [9]

Velkou výhodou tohoto ošetření je, že původní spojení zubu s kostí zůstane zachováno. Kořenová inlay se zavádí do navrtaného kořenového kanálku, způsobů zavádění může být více.

Cílem práce je tedy určit ten nejvhodnější a pro zubní kořen nejšetrnější kořenový čep. Tento způsob ošetření se používá zejména u zubů s jedním kořenem a jeho hlavní výhodou je, že v případě poškození korunky se vymění pouze zničená korunka a kořenový čep zůstane na svém místě. Nebezpečím je fraktura kořene a fakt, že kořenová inlay trvale blokuje kořen zubu (což může být v budoucnosti problém při zhotovení můstku) a odstranění kořenové inlay je také velmi obtížné. Jde o poslední předstupeň před vytrhnutím zbytku mrtvého zubu z čelisti, zhotovením můstku či zavedením dentálního implantátu.

3 Formulace problému

V dnešní době se používají hlavně dva typy kořenových inlay: kovová (odlévaná v laboratoři) a kompozitní (modelovaná v ústech pacienta). Tyto dva typy se liší jak materiálem, tak geometrií.

3.1 Cíle řešení

Cílem řešení je:

1. Provedení rešerše dostupné literatury související s deformačně napěťovou analýzou zubu s kořenovými čepy.
2. Deformačně napěťová analýza řešené soustavy zubu s kořenovými čepy.

4 Rešerše dostupné literatury

Rešeršní studie je zaměřena především na způsoby a metody zavádění kořenových inlay do kořenového kanálku. Publikace jsou zaměřeny jak na literaturu určenou pro posluchače lékařských fakult tak i literaturu zaměřenou na řešení deformačně napěťových stavů v soustavě zub-kost.

4.1 Knihy

4.1.1 Stomatologická protetika [7]

- Jedná se o učebnici pro lékařské fakulty starou téměř 40 let.
- Popisuje i kořenové korunky, které byly už v té době považovány za překonané a nedokonalé, ale jsou nejbližším příbuzným kořenových náhrad.
- V knize jsou uvedeny informace o postupu navrtání kořene zubu a tvaru tohoto navrtání.
- Nakonec se zde uvádí samotný postup zhotovení kovové kořenové náhrady.
- Kniha je doplněna schématy, které umožňují snazší pochopení problematiky a stala se velice užitečnou pro zhotovení geometrie kovové kořenové inlay.

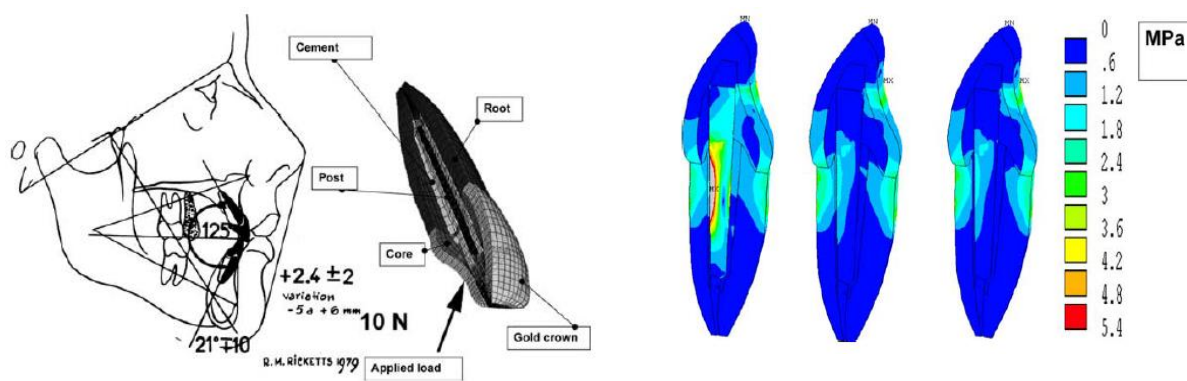
4.1.2 Protetická Stomatológia: Liečba a prevencia [8]

- Jedná se o novější učebnici pro lékařské fakulty.
- Uvádí podobná schémata jako výše zmíněná publikace, která je o 29 let starší. Co se týče kořenových náhrad, je dokonce strožejší.
- Detailněji popisuje správnou modelaci korunky na kořenovou náhradu a uvádí možnost vymodelování kořenové náhrady na zbytek zdravé části dentinu, aniž by se musel seřezávat do úrovně dásně.

4.2 Články renomovaných časopisů

4.2.1 3D FEA analýza kovových, skleněných a karbonových čepů horního řezáku [3]

- Srovnání kovových, prefabrikovaných skleněných a karbonových čepů na modelu horního řezáku pro dva různé lepicí cementy při zatížení 10 N (obr. 4.1).
- Cílem je ověřit správné výpočty prováděné dříve na 2D modelu.
- Podotýká, že se jedná pouze o simulaci statického zatěžování. V praxi hraje velkou roli únava (především u kompozitu), kterou ale kvůli specifickému zatěžování nelze dobře zohlednit při výpočtu. Důkazem se ukázaly vzorky, které prošly únavaovou zkouškou a při více než 10^5 cyklech se na rozhraní náhrada-zub objevila mezera.
- Kritické místo bylo vždy mezi cementem a kořenovým čepem těsně pod uchycením dentinu do kosti (obr. 4.2).
- V dolní části dentinu, bylo u všech použitých kombinací vzorků přibližně stejné maximální napětí okolo 3 MPa a jelikož jde hlavně o to, aby nedošlo k fraktuře kořenové části zubu, dílčí závěr z tohoto článku je, že příliš nezáleží na zvoleném materiálu, jako spíše na vhodné geometrii (obr. 4.2).

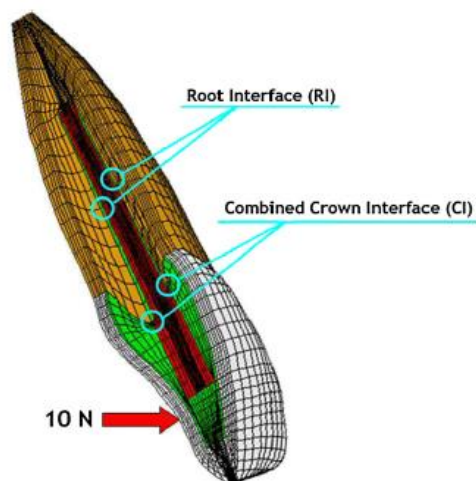


Obrázek 4.1: Zatížení zubu na základě anatomie [3]

Obrázek 4.2: Průběhy napětí: Vlevo kovová inlay, uprostřed a vpravo inlay se skleněnými vlákny lišící se pouze typem použitého cementu [3]

4.2.2 3D FEA analýza horního řezáku srovnávající přetvoření a napětí v závislosti na použitých materiálech [4]

- Cílem článku bylo určení nejvhodnější kombinace použitých materiálů kořenových čepů, nástaveb a korunek, dále potom určení kritického místa, kde by mohlo dojít ke fraktuře zubního kanálku (celkem 18 modelových kombinací).
- Zub je přímo vetknut, chybí spojení kost-dentin, čili jsou výsledky zkresleny.
- Zatížení bylo 10 N ale ve zcela jiném směru než u dalších studií, přitom tento fakt autoři nijak nezmiňují (viz obr. 4.3).
- Maximální napětí vyšlo u všech vzorků 10 MPa ve vetknutí.
- Závěr je, že čím vyšší je tuhost prefabrikovaného čepu a korunky, tím je vyšší napětí na slepených površích.

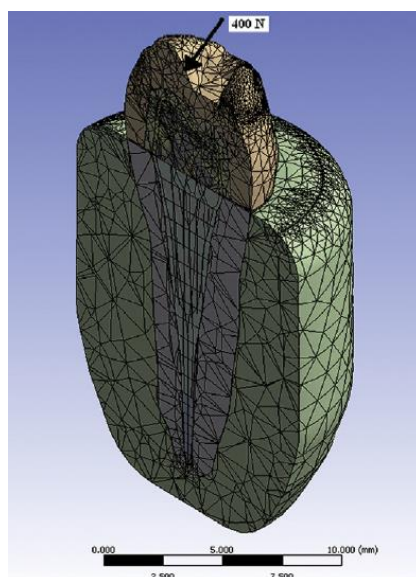


Obrázek 4.3: Společné zatížení vzorových modelů [4]

4.2.3 Efekt použitých materiálů čepů na napěťovou 3D analýzu [5]

- Zatížení jedno kořenového, špičáku tlakovou silou 400 N (obr. 4.4).
- Použité materiály prefabrikovaných čepů byly: Ti, NiCr, AuPd, kompozit se skleněnými vlákny, kompozit s karbonovými vlákny, zirkonová keramika.

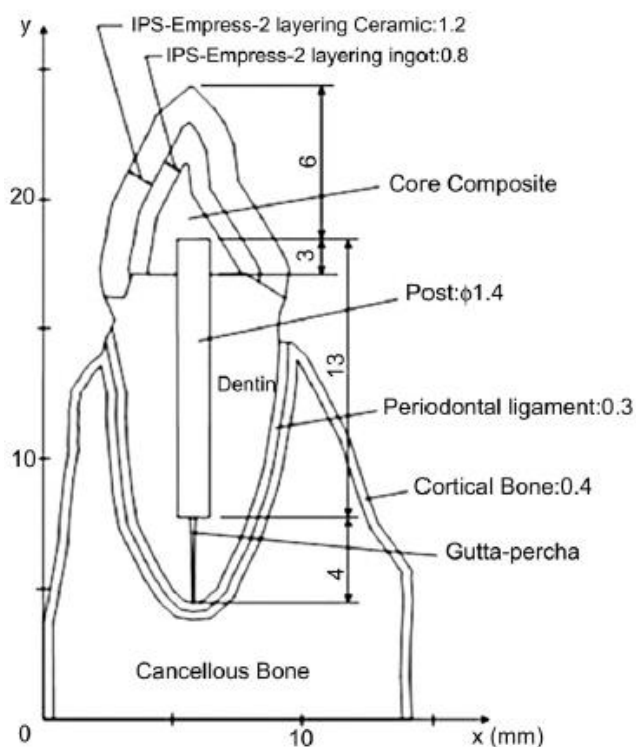
- Použité materiály nástavby byly: Ti, NiCr, AuPd, zirkonová keramika, kompozitní nástavba („Composite resin core“).
- Neuvažuje kompozitní čepy jako orthotropní materiály, nýbrž jako elastický materiál, což výsledek výrazně zkresluje.
- Nejmenší napětí v kořenovém kanálku vykazoval prefabrikovaný čep ze zirkonové keramiky. Ze stejného materiálu byla zhotovena nástavba. Největší napětí bylo indikováno v kompozitu z karbonových vláken s nástavbou zhotovenou z „Composite resin core“.



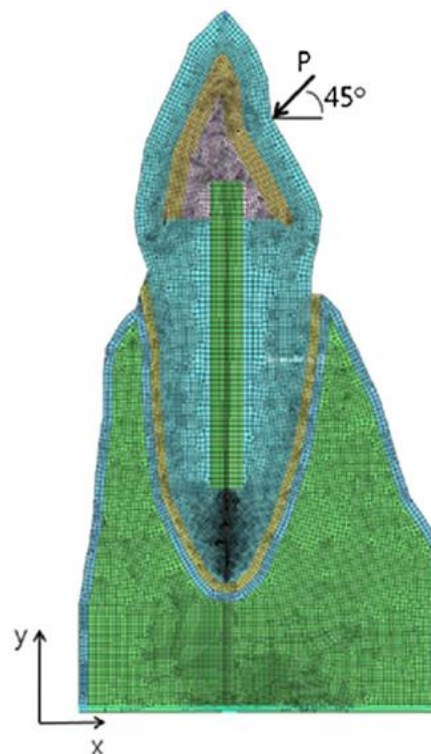
Obrázek 4.4: Síť sestavy a zvolené zatížení [5]

4.2.4 Průběh napětí při použití titanového a kompozitního čepu v závislosti na délce čepu [6]

- Autoři článku provedli jednoduchou 2D analýzu horního řezáku, zatíženého silou 10 N pod úhlem 45° (obr. 4.6). Srovnává FRC kompozitních čepy s titanovými čepy o různých délkách.
- Geometrie prefabrikovaného čepu je daleko od reality a výsledky jsou zkresleny tím, že se nejedná o 3D analýzu (zejména kořen zubu není zcela symetrický).
- Vetknutí zubu do kosti je reálné pouze v této studii. Zohledňuje kortikální kost, spongiózní kost a periodontium. Výše zmíněné články měly definován pouze jeden materiál kosti, nikoliv dva a periodontium jak je tomu ve skutečnosti (obr. 4.5).
- FRC kompozitní čep definuje jako elastický materiál, přestože se jedná o orthotropní materiál. Titanové čepy se v praxi používají minimálně a výsledky jsou navíc velice nepřehledně zobrazeny.



Obrázek 4.5: Definování geometrie sestavy [6]



Obrázek 4.6: Zatížení sestavy [6]

4.3 Katalogy

4.3.1 Katalog firmy RDT prodávající kompozitní čepy [10]

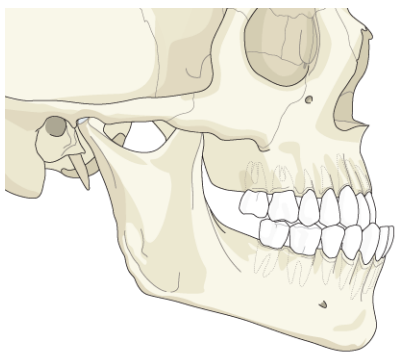
- V tomto katalogu byly nalezeny informace o zavádění kompozitních inlay.
- Geometrie prefabrikovaných kompozitních čepů, způsob navrtání kořenového kanálku a další informace o geometrii a zavádění kompozitních inlay byly čerpány z tohoto katalogu (viz 6.1.2).

5 Kořenové inlay

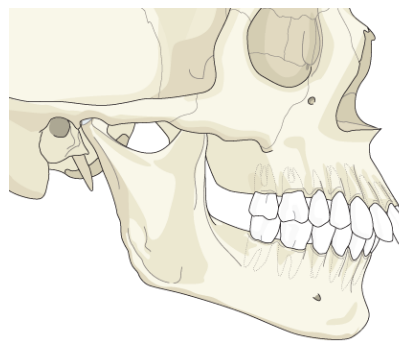
V současné lékařské praxi se používají zejména dva druhy kořenových inlay. Prvním druhem jsou kovové kořenové inlay, které jsou odlévány a následně lepeny. Druhým typem jsou kompozitní kořenové inlay, které jsou modelovány na prefabrikovaném čepu pomocí kompozitní nástavby přímo v ústech pacienta.

5.1 Indikace kořenových inlay [7]

- Po ztrátě klinické (původní) korunky zubu nebo její větší části, pokud už nemá pahýl dostatečné rozměry pro připevnění korunky.
- Pro značně oslabené klinické korunky zubním kazem.
- V případě abnormálního postavení nebo sklonu zubu, které nelze korigovat dalším obroušením. Provádí se až, když pacient dosáhne 18 let. Příklady těchto defektů jsou protruse, retruse a rotace (obr. 5.1 a 5.2).



Obrázek 5.1: Retruse [11]



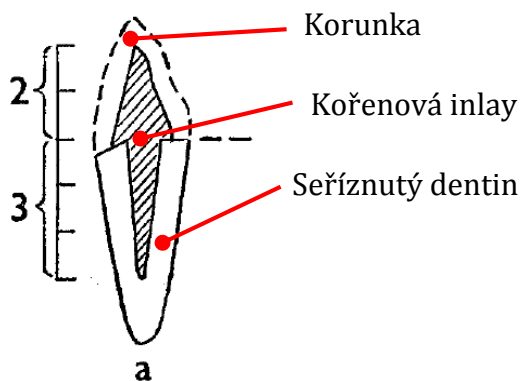
Obrázek 5.2: Protruse [12]

5.2 Kontraindikace kořenových inlay [7]

- Nedostatečně dlouhý nebo neprůchozí kořen zubu. Korunková část by byla delší než kořenová. Z těchto důvodů je potřeba vždy nejprve pořídit RTG snímek.
- Kořen poškozený zubním kazem nebo zlomený pod úrovní dásně (gingivy).

5.3 Tvar a velikost kořenové náhrady [7]

- Hloubka: při poměru 2:3 je možné použít jednoduchou náhradu (viz obr. 5.3).



Obrázek 5.3: Správná délka a tvar kořenové inlay [7]

5.4 Endodontické ošetření [13]

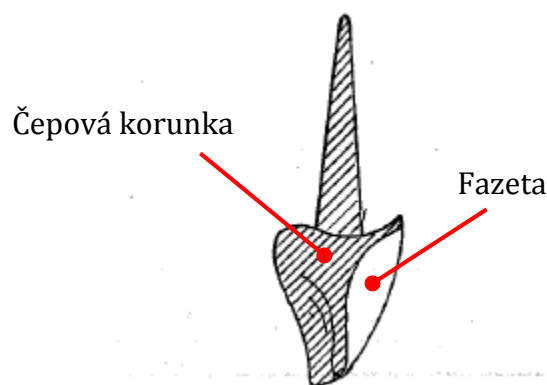
Kořen zubu musí být nejdříve endodonticky ošetřen. Jedná se o velice bolestivý zákrok, při kterém se pacientovi z kořenového kanálku odstraní veškerá zubní dřevina vyživující zub, aby se zabránilo infekci. Předtím živá zubovina (dentin) není již v dalším průběhu života vyživována. V případě, že by se zákrok neprovedl, musel by se zub vytrhnout (tím by došlo ke ztrátě důležitého periodontálního spojení) a byl by zhotoven můstek nebo zaveden zubní implantát. Obě tyto možnosti jsou mnohem dražší než endodontické ošetření.

Pracovní postup endodontického ošetření:

- Odstranění zubní dřeviny z kořene zubu pomocí různých nástrojů, následně se nerv zcela vytrhne z kořenového kanálku.
- Zpřístupnění a opracování vnitřních stěn kořenového kanálku do vzdálenosti 1 až 1,5 mm od hrotu kořene. Pomocí různě tvarovaných nástrojů z nikl-titanové slitiny zubař postupně opracovává stěny kanálků, aby se kanálky rozšířily do podoby, ve které je bude možné je zcela zaplnit. Cílem je odstranění veškerého infikovaného dentinu.
- Vyplnění opracovaného kanálku kořenovou výplní, která zabraňuje dalšímu pronikání infekcí kořenovým kanálkem. Materiálem je obvykle **gutaperča**.

5.5 Čepové korunky [7]

Jde o historicky nejstarší kořenovou nástavbu. Posledním typem byla čepová korunka v tzv. Richmondově modifikaci (obr. 5.4). Je to celo litá kovová konstrukce, na níž se vymodeluje retenční schránka pro fazetu, která se na ni následně přilepí.



Obrázek 5.4: Čepová korunka podle Richmonda [7]

Velkou nevýhodou všech kořenových nástaveb je, že se špatně odstraňují ze zubního pahýlu, může dojít až ke fraktuře kořene. Což je problém zejména u špičáků, u kterých čepové korunky blokují kořen významného pilíře. Specifický tvar čepové korunky a nemožnost vypreparování potom výrazně stěžují nasazení můstku či dlahy, které se zejména v pozdějším věku často používají. Jejich výroba je jedna z nejsložitějších a kvůli specifickému tvaru musí být velice přesně odlévány. Zejména kvůli těmto faktům tento typ zcela vymizel z dentální implantologie a byl

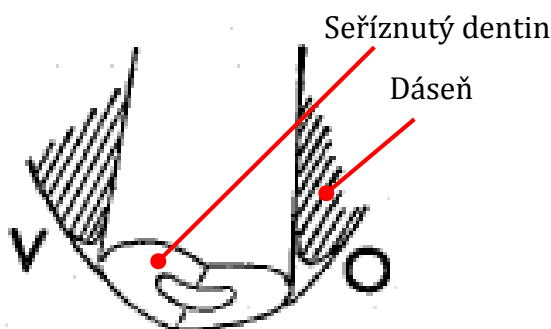
nahrazen kořenovými čepy. Zmíněny jsou z důvodu, že je má ještě značná část populace v ústech zavedeny.

5.6 Kovové kořenové inlay

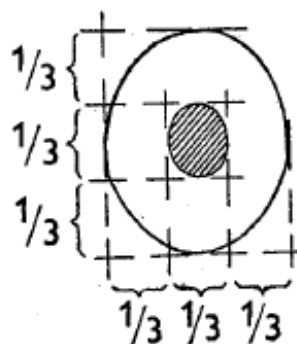
Kovové kořenové inlay vznikly vývojem přímo z kořenových korunek, které ovšem v mnoha ohledech předčily. Mají část kořenovou a korunkovou, tzv. nástavbu. Na kterou se následně nasazuje korunka. Hlavní výhodou je, že se na ně po sejmutí korunky může přichytit buď nová korunka, nebo se pahýl může využít jako pilíř pro zakotvení fixní náhrady (můstku). Toto svým specifickým tvarem čepová korunka neumožňovala. Tyto nástavby se zhotovují zejména na zuby s jedním kořenem.

5.6.1 Postup zákroku a zhotovení kovové kořenový inlay [7]

- Kořenový kanálek se zaplní zubní výplní (gutaperčou, viz endodontické ošetření 5.4).
- Zubní pahýl se obrousí na tvrdou zubní tkáň a následně obrousí až na úroveň gingivy (dásně). Vhodná je střížkovitá úprava pahýlu (obr. 5.5).



Obrázek 5.5: Tvar zubního pahýlu po opracování [7]



Obrázek 5.6: Oválný tvar kořenové nástavby při pohledu shora a maximální rozměry [7]

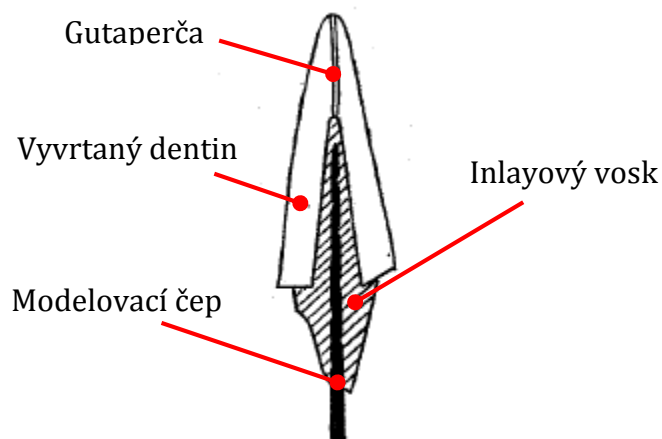
Postup zhotovení kovové kořenové inlay:

1. Přímá metoda výroby voskového modelu:

- Zubní výplň se pečlivě odstraní z kořenového kanálku pomocí speciální frézek a kanálek se rozšíří do lehce oválného tvaru, jež zabraňuje rotaci čepu. Kanálek by také neměl šířkou nepřesáhnout minimální šířku stěny dentinu (obr. 5.6).
- Následně se připraví modelovací čep, v tomto případě kus železného drátu, který musí z otvoru vyčnívat minimálně o 1,5 cm.
- Izolují se stěny kořenového kanálku a to olejem, případně tenkou vatou.
- V plastickém stavu se do kanálku zatlačí inlayový vosk. Poté se nahřeje drátěný čep, který se pomocí kleští zavede do kanálku (obr. 5.7). Následně se drátěný čep ochladí vodou, přebytky vosku, které uniknou z kanálku, se neodstraňují.
- Korunková část se modeluje ze stejného vosku ručně do požadovaného tvaru.
- Nakonec se voskový model dokonale ochladí a vyjme. Ústí kořenového kanálku se uzavře gutaperčou.

2. Nepřímá metoda výroby voskového modelu

- Nepřímá metoda výroby voskového modelu spočívá ve vytvoření přesného otisku a vytvoření modelu čelisti. Na tomto modelu si lékař v klidu u stolu může vymodelovat voskový model mimo ústa pacienta stejným postupem jako v případě přímé metody popsané výše.



Obrázek 5.7: Zhotovení voskového modelu [7]

Vzniklý voskový model se použije v laboratoři jako polotovar pro odlití finální kořenové nástavby. Odlitá nástavba se nejdříve v ústech vyzkouší, případně zabrousí a poté se odmašťená cementuje (přilepí), aniž bychom ji leštili. Cementem se potře kořenová část nástavby a do kořenového kanálku se následně vhání pomocí nástroje zvaného lentule.

Po ztvrdnutí cementu se ještě zredukuje krčkový schůdek vytvořený nástavbou a přechází se k otisku pro vytvoření plášťové zubní korunky.

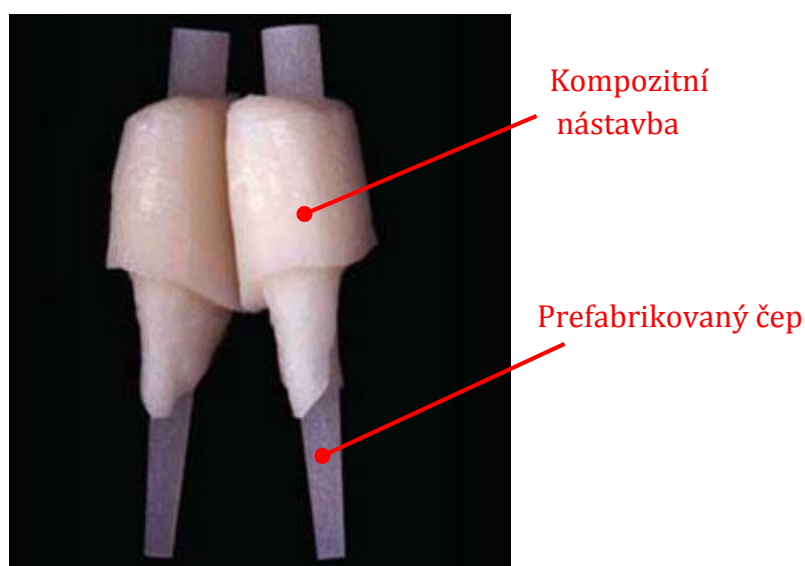
5.6.2 Materiál

Pro odlévání se nejčastěji používají nejtvrdší NiCr oceli [3], [4], [5], [7].

5.7 Kompozitní kořenová inlay

Místo kovových slitin se může pro vytvoření kořenové inlay použít kompozit se skleněnými, grafitickými vlákny, nebo keramickými vlákny. Z těchto tří se dnes používají hlavně kompozity se skleněnými vlákny (obr. 5.8). Výhodou je, že stačí pouze odhalit kořenový kanálek a není třeba zbytek zubu uřezávat do roviny jako v případě kovových inlay.

Moderním trendem v protetice je zachovat co nejvíce původního zubu. Tím se mění i myšlení a postupy zubařů. U kovových inlay je nevýhodou, že se musí zbytek zubu seříznout do úrovně dásně a navrtáním rozšířit kořenový kanálek (aby šel voskový model vytáhnout, musí být navrtaný kanálek všude kónický), čímž dojde k jeho oslabení a zvyšuje se nebezpečí fraktury. Proto se v moderní protetice, dnes již hojně, přechází ke kompozitním čepům, na něž se z kompozitu modeluje nástavba přímo v ústech pacienta. Zbytek zubu se tak nemusí nijak seřezávat nebo odstraňovat [29], [10].



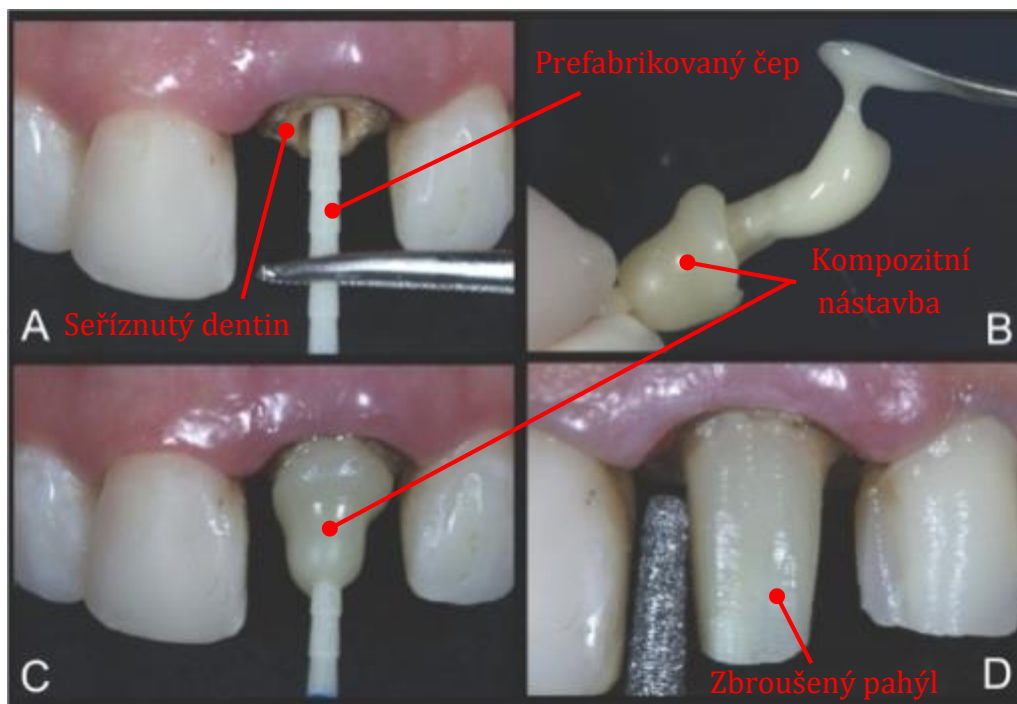
Obrázek 5.8: Kompozitní kořenové inlay [29]

5.7.1 Zavádění prefabrikovaných kořenových čepů

Kromě různých materiálů zmíněných výše, mají čepy i různé profily: hladké, drážkované a šroubovitě [10]. Také se liší průřezem v úrovni dásně. Průřezem může být kruh nebo elipsa. Všechny výrobky jsou patentovány a kalibrovány. Nejlevnější a přitom mechanicky dostačující jsou hladké kuželové „Matchposts“, složeny z 60 % ze skleněných vláken a ze 40 % z epoxidové pryskyřice [10].

Zubař zvolí typ prefabrikovaného čepu a zavede ho do endodonticky ošetřeného zubního kanálku, ze kterého odvrtá do požadované hloubky kořenovou výplň (gutaperču, viz endodontické ošetření 5.4). Pokud je čep dostatečně hluboko (viz 5.3) přilepí ho pomocí kompozitu (v literatuře nazývaného „Composite resin core“). Z tohoto kompozitu se také přímo v ústech pacienta postupně vymodeluje vhodný tvar horní části kořenové inlay, která je následně zabroušena (obr. 5.9).

Můžou se použít i další typy materiálů na zhotovení nástavby: zirkonová keramika, titanová, slitina zlata a paladia, slitina niklu a chromu [5]. Nejčastěji se ale používá prvně zmiňovaný kompozit („Composite resin core“). U zubařů je tento typ zavádění z časových důvodů velmi oblíbený. Jednotlivé průřezy čepů jsou kalibrovány a barevně označeny stejnou barvou jako potřebné vrtáky, což v procesu velice usnadňuje výběr potřebných nástrojů.



Obrázek 5.9: Postup zavádění prefabrikovaného čepu [14]

6 Řešení deformačně-napěťové analýzy

Pro určení kritických míst v soustavě je nejvhodnější určit maximální napětí v jednotlivých komponentech a vyhodnotit, zdali jsou tato napětí pro daný materiál kritická. Jak bylo zmíněno výše, v reálu hraje svou roli i únava, kterou je ale těžké v případě chrupu vhodně nasimulovat [3]. Bylo zvoleno řešení pomocí metody konečných prvků MKP. Pro řešení touto metodou byl vybrán software Ansys. Pro vyřešení problému bylo zapotřebí vytvořit čtyři modely: model geometrie, model materiálu, model zatížení a model vazeb.

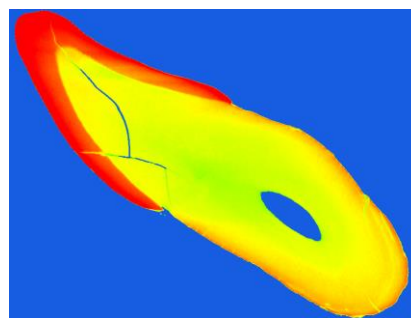
6.1 Model geometrie

6.1.1 Vytvoření STL modelu

Na mikro CT firmy General electric (GE v|tome|x L 240) v laboratoři profesora Kaisera ústavu fyzikálního inženýrství (<http://www.ceitec.cz/x-ray-micro-ct-and-nano-ct-research-lab/t1929>) byly pořízeny snímky horního řezáku (obr. 6.1). Rozlišení u CT snímku bylo 0,02 mm. Snímky byly importovány do programu STL Model Creator [15] a pomocí hybridní segmentace (jak automatické tak manuální) byl vytvořen model dentinu, model skloviny a dutina nervového kanálku. Výstupem byl soubor ve formátu STL, který byl převeden na plošný objemový model v programu CATIA. Takto vytvořený model dentinu a skloviny byl vyexportován do programu SolidWorks a vytvořen objemový model zubu. Tento objemový model dvou těl byl dodán vedoucím práce (obr. 6.3 a 6.4).



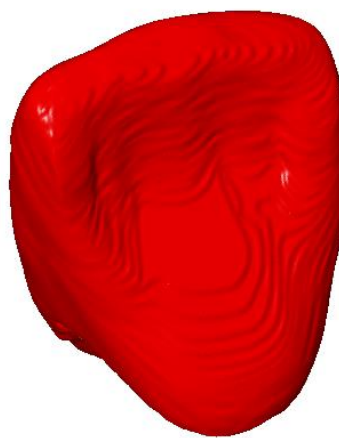
Obrázek 6.1: Skenovaný zub zobrazen v měřítku



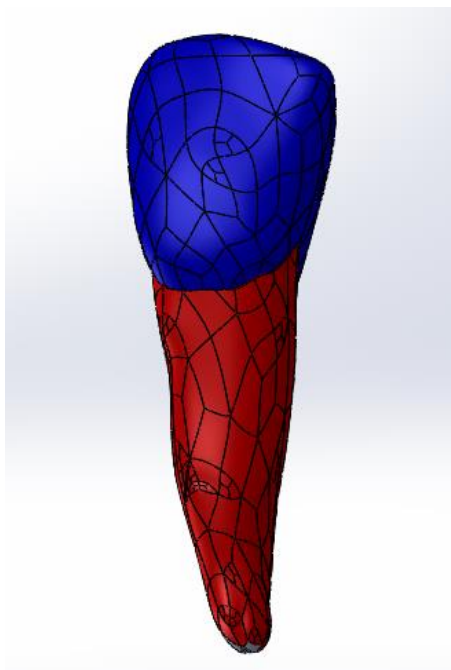
Obrázek 6.2: CT snímek zobrazený v pseudobarvách



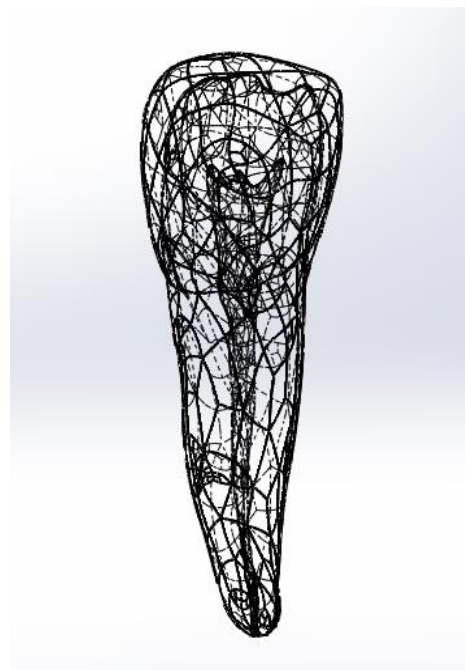
Obrázek 6.3: Tělo: Dentin



Obrázek 6.4: Tělo: Sklovina



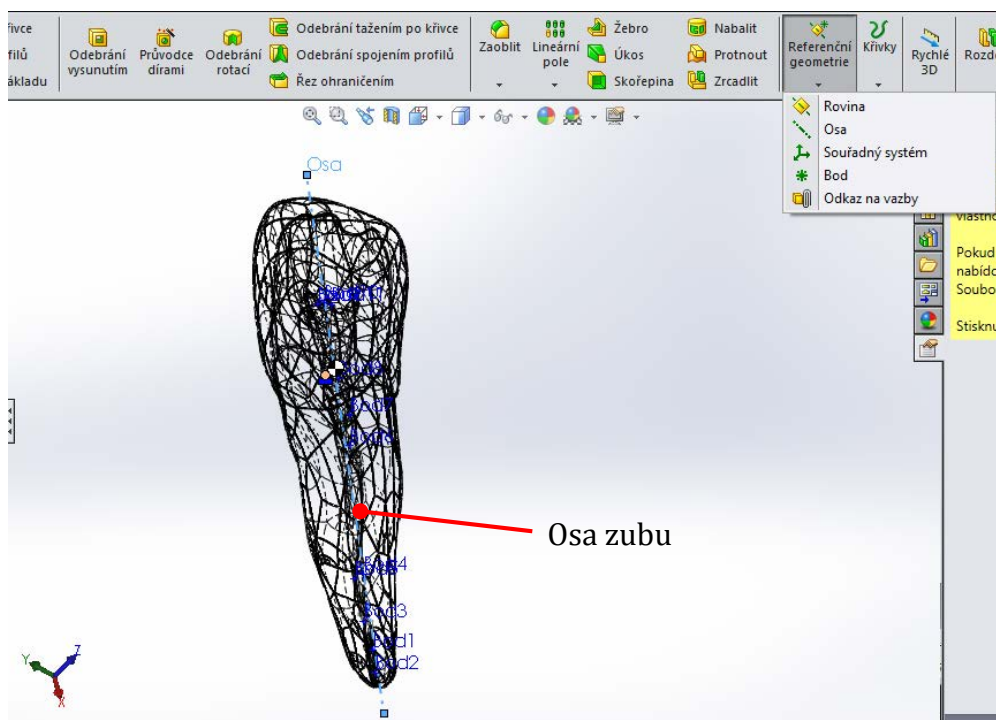
Obrázek 6.5: Model řezáku v softwaru Solidworks



Obrázek 6.6: Model zubu s dutým zubním kanálkem

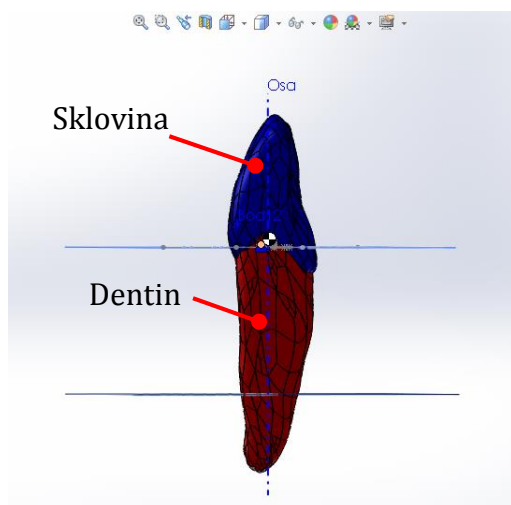
6.1.2 Kovová kořenová inlay

V programu Solidworks byla nadefinována základní geometrie. Pomocí příkazu referenční geometrie byly vygenerovány body na površích zubního kanálku a potom se z dvojice těchto bodů vytvořila osa, která přibližně procházela zubním kanálkem (obr. 6.7).

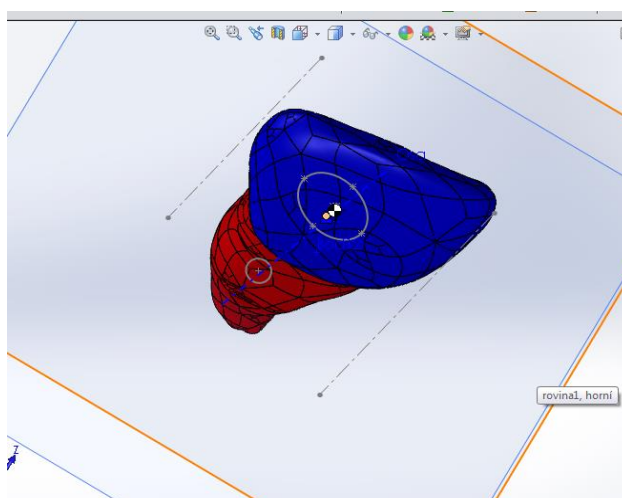


Obrázek 6.7: Vytvoření osy zubu pomocí bodů v kořenu

Byla vytvořena horní rovina přibližně v úrovni dásně a střední rovina v místě konce kořenové inlay (viz 5.3), tedy přibližně ve 2/3 dentinu (obr. 6.8). V těchto rovinách byly vytvořeny řezy a v nich skici, které odpovídali tvaru uváděného v literatuře [7]: eliptický tvar v úrovni dásně, kruhový ve střední rovině (obr. 6.9).

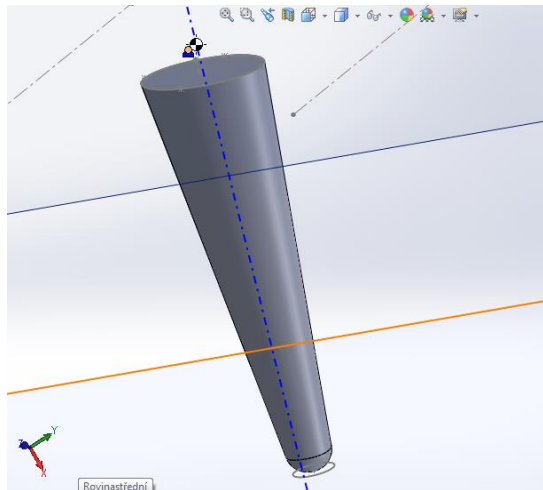


Obrázek 6.8: Horní a dolní rovina pro vytvoření dolní části inlay

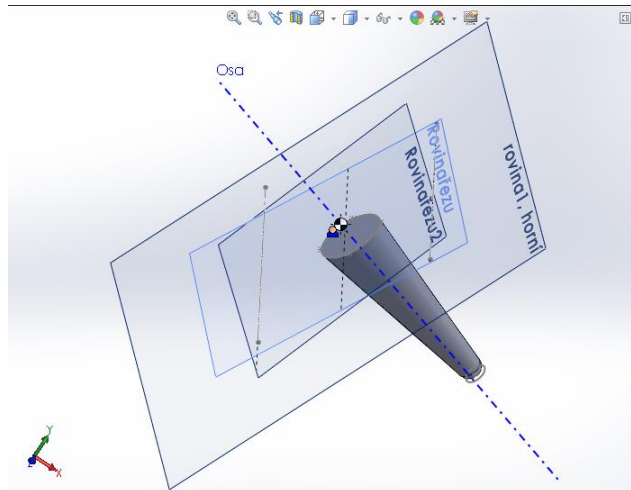


Obrázek 6.9: Skici pro vytvoření dolní části inlay

Pomocí příkazů spojit profily a zaoblit byla vytvořena dolní část kořenové inlay (obr. 6.11). Důležité bylo, aby procházela celým kořenovým kanálkem a byla kónická z důvodu vyjmutí voskového modelu z kořene zubu.

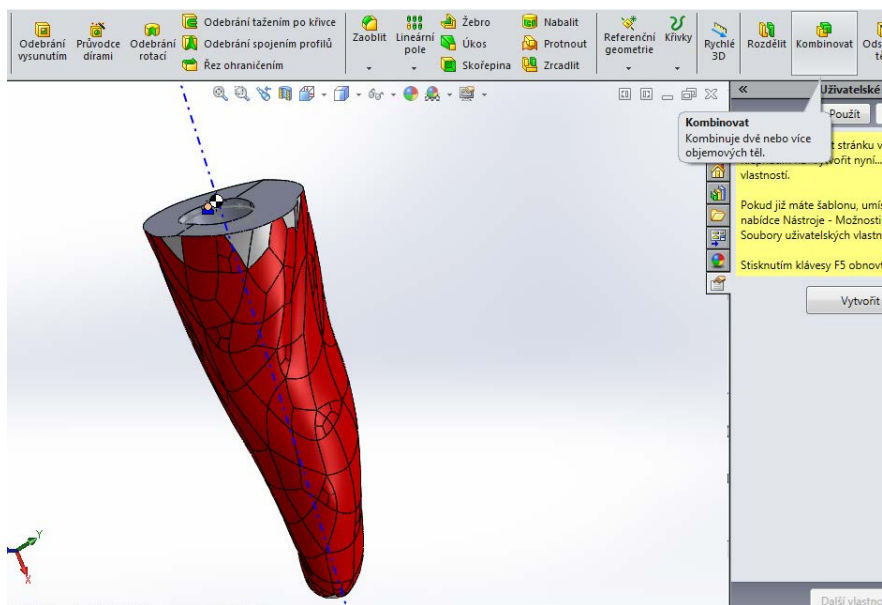


Obrázek 6.10: Dolní část kořenové inlay

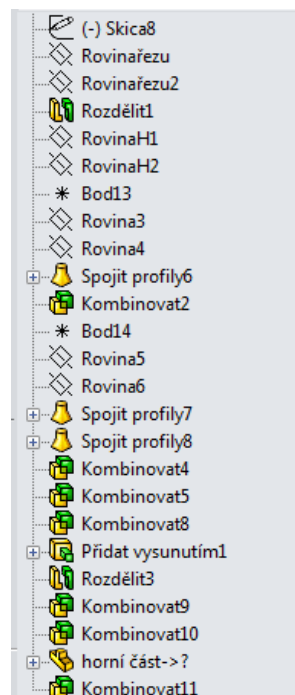


Obrázek 6.11: Vytvoření rovin pro seříznutí dentinu

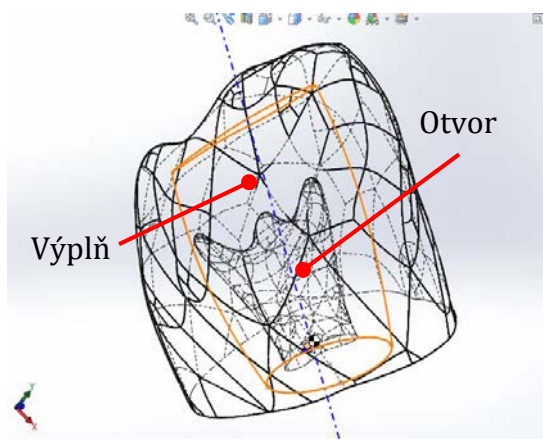
V této fázi došlo také k vytvoření dvou sešikmených rovin (obr. 6.11), kterými byl rozdělen (seříznut) zbytek dentinu do požadovaného tvaru. Následně byl sekvencí příkazů kombinovat, při kterém byla od původního dentinu odečtena spodní část vymodelované inlay, vytvořen první komponent: „uříznutý dentin“ (obr. 6.12 a 6.13).



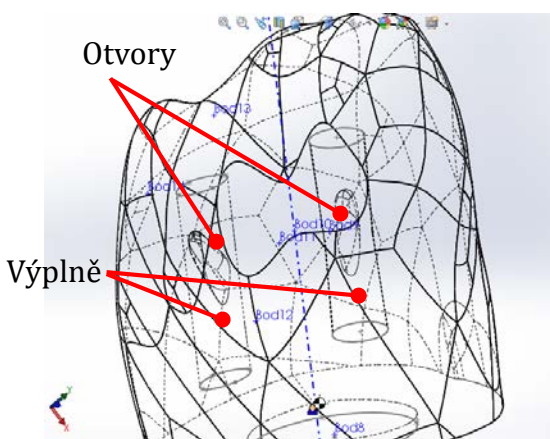
Obrázek 6.12: Uříznutý dentin



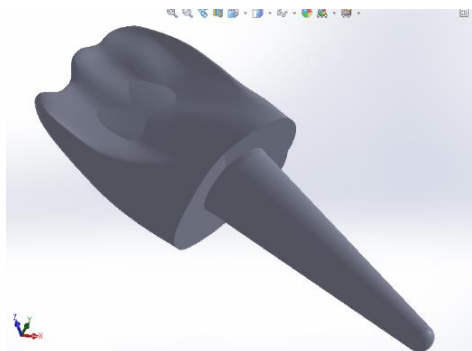
Obrázek 6.13: Strom příkazů pro vytvoření uříznutého dentinu



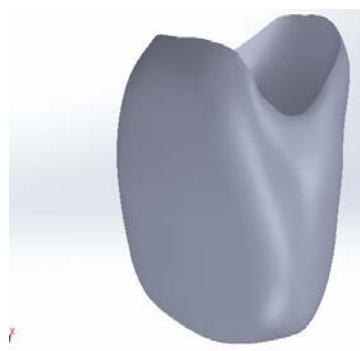
Obrázek 6.14: Vytvoření prvního těla pro vytvoření horní části inlay



Obrázek 6.15: Odstranění zbývajících otvorů v původním dentinu sloučením s nově vytvořenými těly



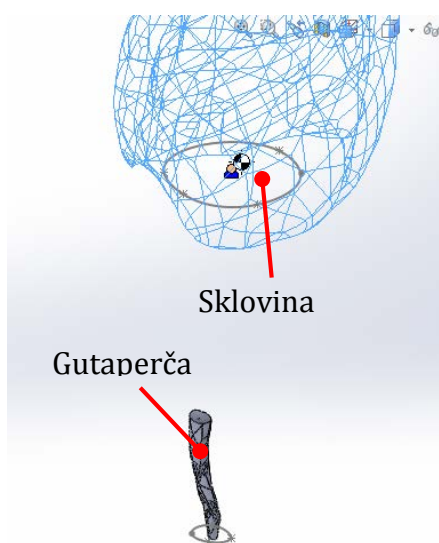
Obrázek 6.16: Kovová inlay



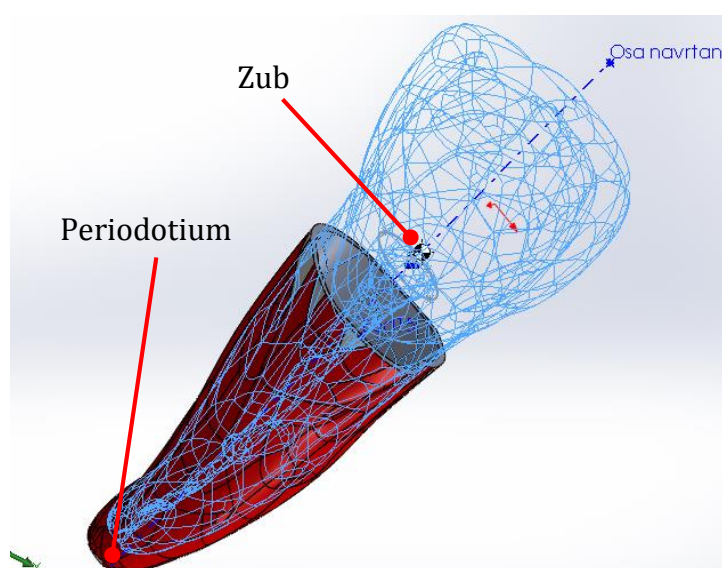
Obrázek 6.17: Korunka

Jako horní část celé inlay byl použit zbytek původního dentinu, který byl ale stále dutý kvůli původní zubní dřeni. Otvor byl třemi těly (a příkazem spojit profily) odstraněn (obr. 6.14 a 6.15) a umožnil tak vznik celé, kompaktní horní části. Tato horní část se následně ještě spojila s již vymodelovanou dolní částí a vznikla celá kovová inlay (obr. 6.16) a druhý komponent výsledné sestavy. Korunka se vytvořila kombinováním kovové inlay a skloviny (obr. 6.17).

Pomocí dvou skic a z nich vzniklého těla (vytvořeného příkazem spojit profily), které bylo vícekrát kombinované (příkazy sečíst, odečíst) s objemovými těly uříznutý dentin a původní dentin, vznikla gutaperča. Což je kořenová výplň pod kovovou inlay (viz 5.4 obr. 6.18). Zvětšením původního seříznutého dentinu v příslušném měřítku vzhledem k těžišti vznikla pružná vrstva periodontium (obr. 6.19).

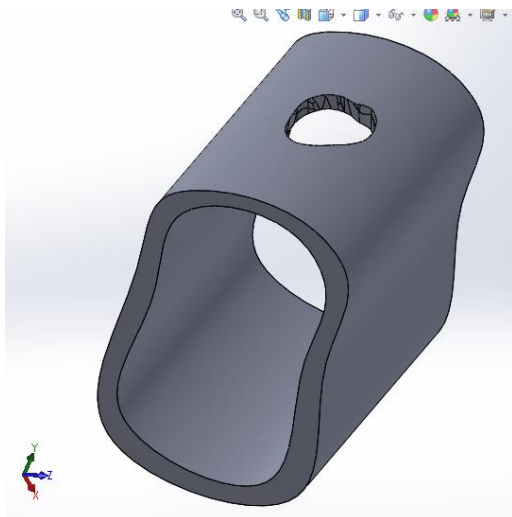


Obrázek 6.18: Gutaperča

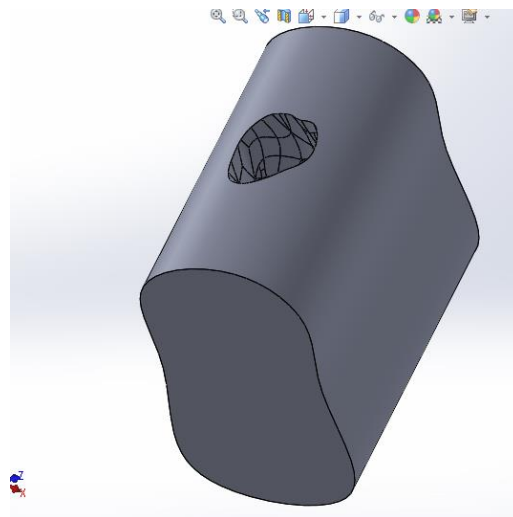


Obrázek 6.19: Periodontium

Dále byl vymodelován segment dolní čelisti složený ze dvou typů kostní tkáně: povrchová kortika (obr. 6.20) a vnitřní spongioza (obr. 6.21). Přibližný tvar čelisti byl získán z [6], [27].



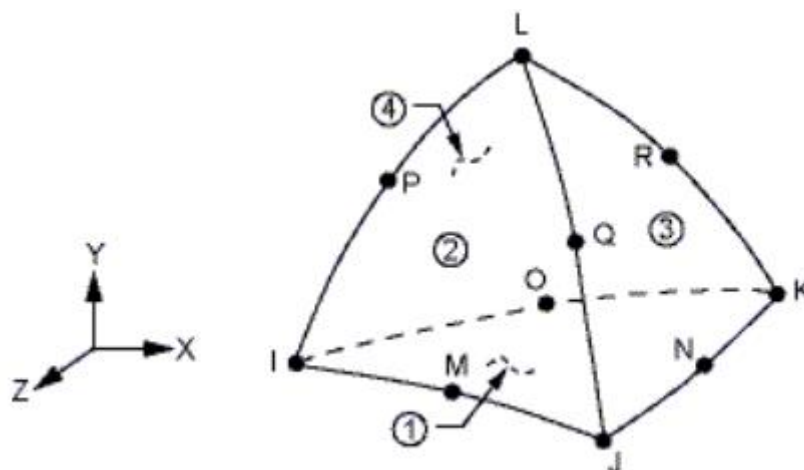
Obrázek 6.20: Kortika



Obrázek 6.21: Spongióza

6.1.3 MKP síť soustavy s kovovou inlay

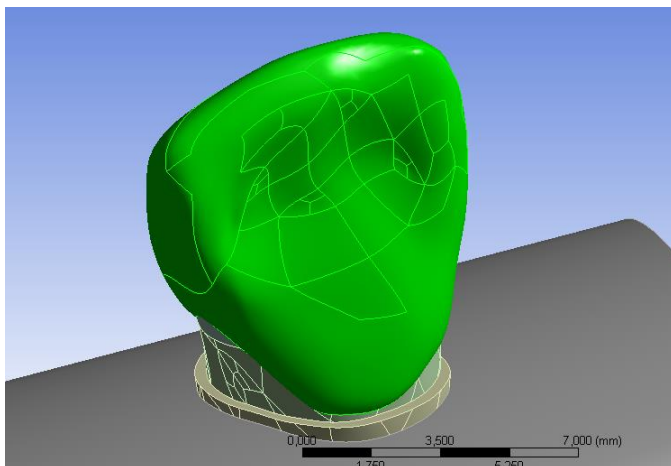
Byl použit typ elementu Solid 187 (obr. 6.22) [30]. Jedná se o pravidelný tetraedr, který má uzlové body ve svých vrcholech a středech stran. Dohromady má tedy tento element tedy 10 uzlových bodů.



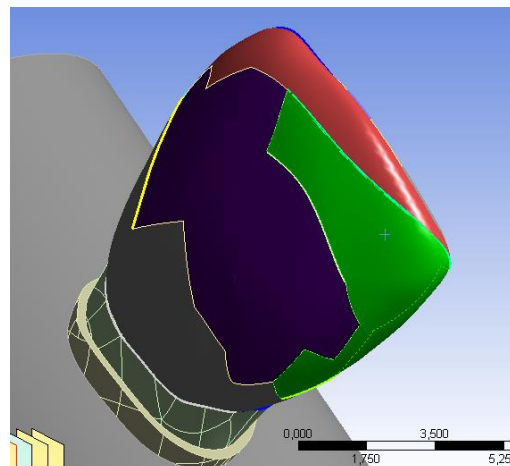
Obrázek 6.22: Elementární element Solid 187

Celá sestava byla následně upravena v samotném prostředí Ansys workbench 2015. Z důvodu příliš mnoha malých hran bylo nastavení velikosti elementů problematické. Došlo k úpravě plošek příkazem „virtual topology“ (obr. 6.23 a 6.24) a následnému vytvoření sítě „mesh“.

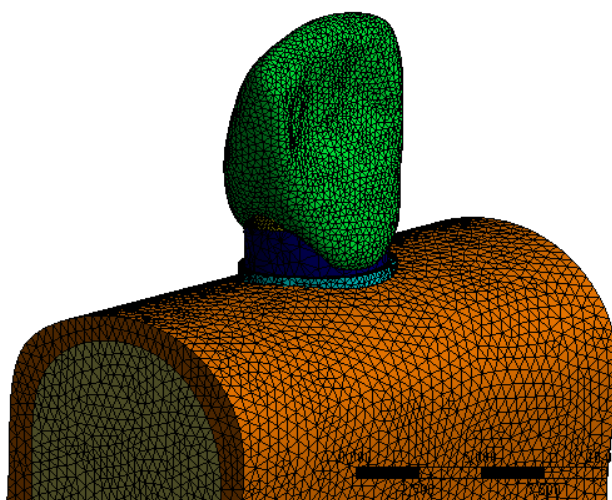
Síť byla na vyšetřovaných dosedacích plochách (korunka, inlay) zjemněna velikostí elementů 0,2 mm. Spongióze, cementu a kortice se z důvodu zmenšení počtu elementů přiřadily vyšší rozměry elementů (0,8 mm), stejně tak objemovým elementům všech komponent (obr. 6.25). Výsledný počet elementů byl 524 273, uzlů 782 343. Síť je zobrazena na obrázcích 6.25, 6.27 a 6.28.



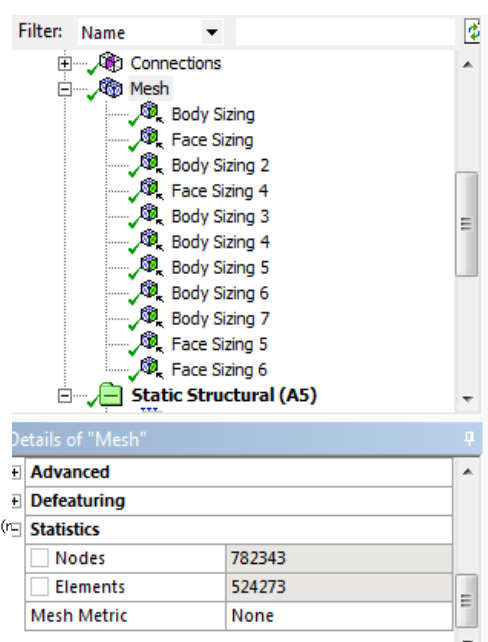
Obrázek 6.23: Původní hrany a plošky na korunce



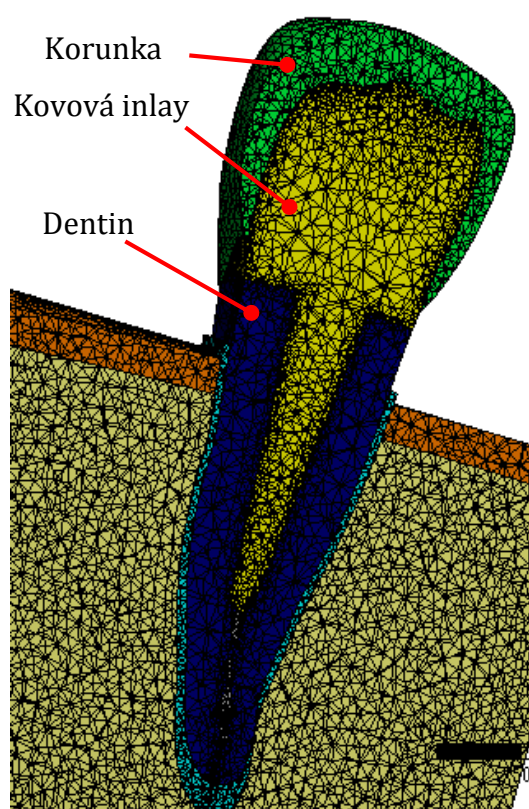
Obrázek 6.24: Vyhlazení ploch po použití příkazu virtual topology



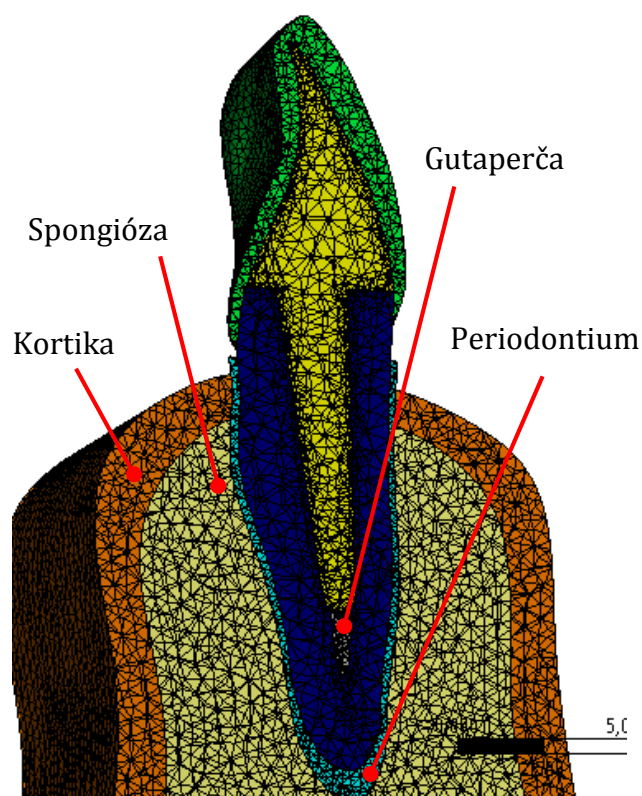
Obrázek 6.25: Výsledná síť sestavy s kovovou inlay v pohledu



Obrázek 6.26: Definování velikostí elementů sítě na jednotlivých komponentech sestavy



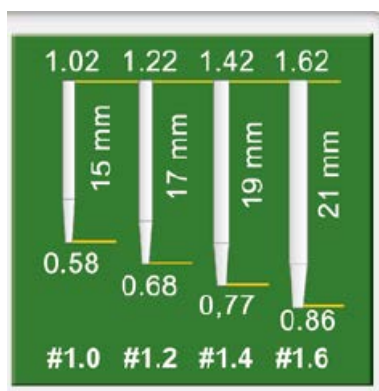
Obrázek 6.27: Výsledná síť sestavy v čelním řezu



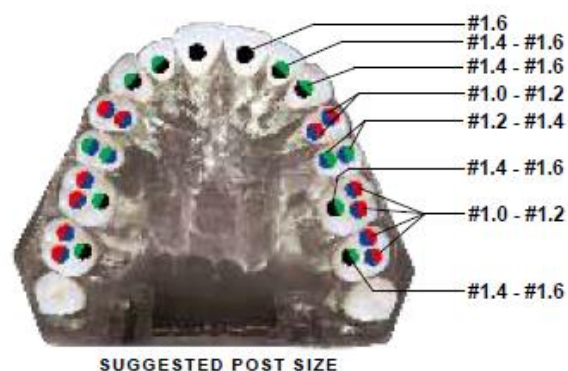
Obrázek 6.28: Výsledná síť sestavy v bočním řezu

6.1.4 Kompozitní kořenová inlay

Základní roviny a osy byly převzaty z předchozího modelování kovové inlay. Rozměry prefabrikovaného čepu #1.6 pro horní řezák byly získány z katalogu [10] (obr. 6.29 a 6.30) a údaje o sbíhavosti dolní části 6° z předchozích studií [3], [4].

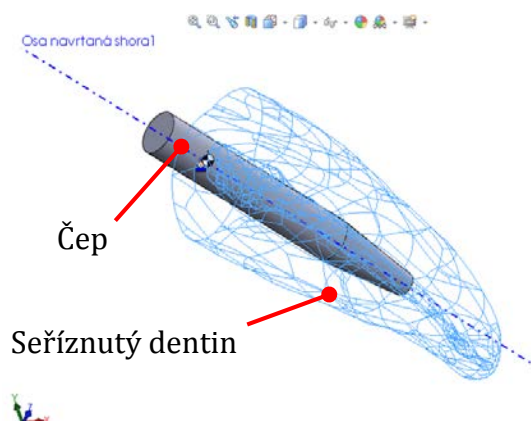


Obrázek 6.29: Rozměry jednotlivých kalibrovaných kompozitních čepů [10]

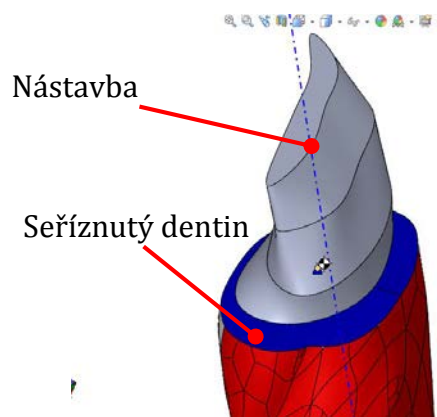


SUGGESTED POST SIZE

Obrázek 6.30: Doporučené čepy pro jednotlivé zuby [10]



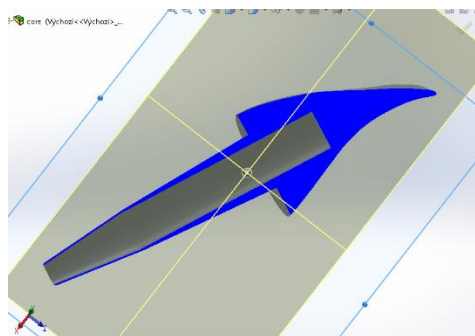
Obrázek 6.31: Seříznutý kalibrovaný čep



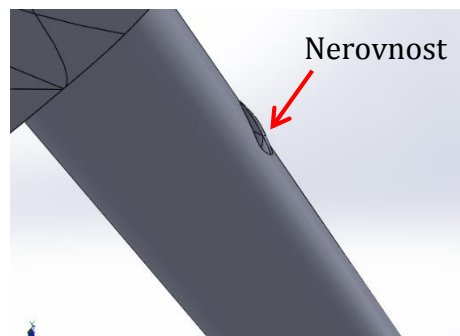
Obrázek 6.32: Vymodelovaná nástavba pro vyplnění horní části dentinu

Modelováním vznikl prefabrikovaný kořenový čep, který byl stejně jako v lékařské praxi zkrácen do požadované délky nad úroveň uříznutého dentinu (obr. 6.31, konzultováno se zubařem MUDr. Janem Šmídkem). Tvar kompozitní nástavby („core“) na tento čep, který zubař modeluje přímo v ústech, byl znovu vytvořen sekvencí příkazů kombinovat z těl dentinu a čepu.

Opět bylo potřeba vyplnit v horní části dentinu dutinu po zubním kanálku (obr. 6.32). Výsledkem byla vyplněná kompozitní nástavba okolo prefabrikovaného čepu, která má oproti kovové inlay nikoliv eliptický, ale kruhový průřez v úrovni dásně (obr. 6.33). Také bylo využito faktu, že kompozitní výplň nemusí být zcela kónická (obr. 6.34), na rozdíl od kovové inlay (kde je třeba vyjmout voskový model). Což ve výsledku znamená šetrnější rozšíření kanálku pomocí frézek. Materiál je nanášen přímo v ústech pacienta okolo kalibrovaného čepu. Navrtání dentinu tak proběhlo v menší míře a šetrněji.



Obrázek 6.33: Kompozitní nástavba v řezu

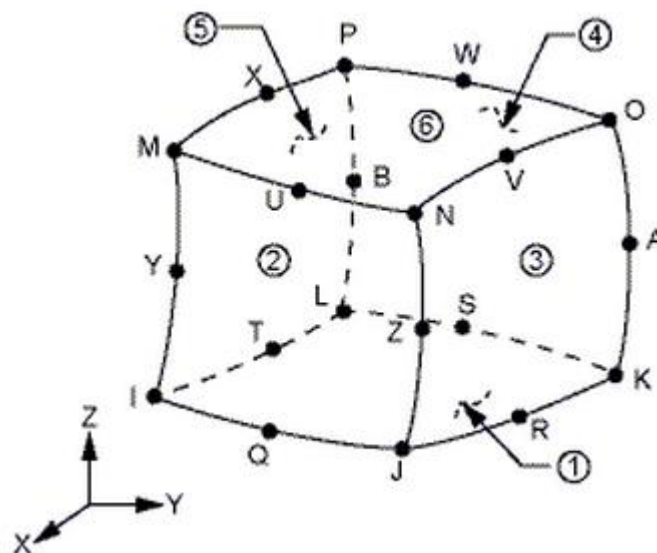


Obrázek 6.34: Detail kompozitní nástavby

Ostatní komponenty: korunka, periodontium, gutaperča, spongióza a kortika byly vymodelovány stejným postupem jako při tvorbě modelu kovové inlay.

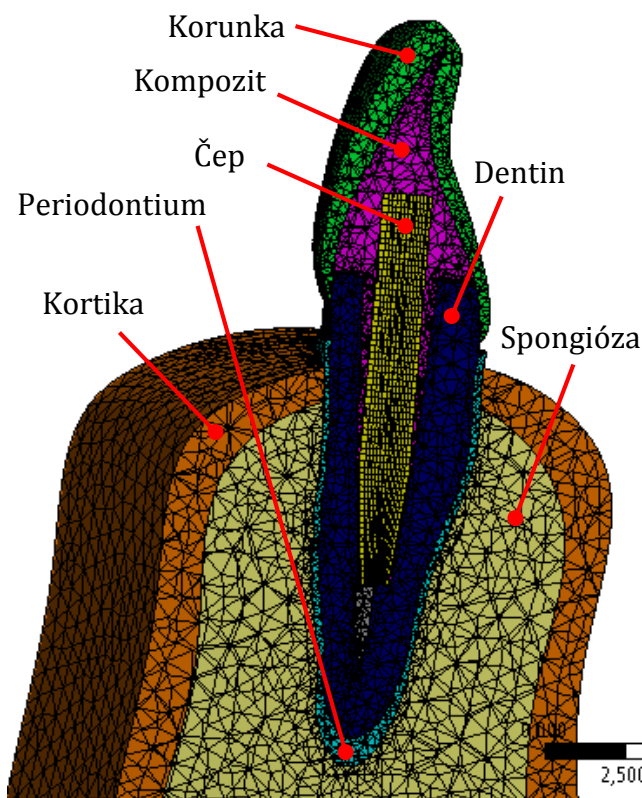
6.1.5 MKP síť soustavy s kompozitní inlay

Byl použit stejný typ elementu jako v předchozím případě Solid 187 (viz 6.1.3) a současně s ním i Solid 186. Jedná se o hexaedr, která má uzlové body definovány ve svých vrcholech a středech stran. Dohromady má tento element 20 uzlových bodů (viz obr. 6.35.) [30].

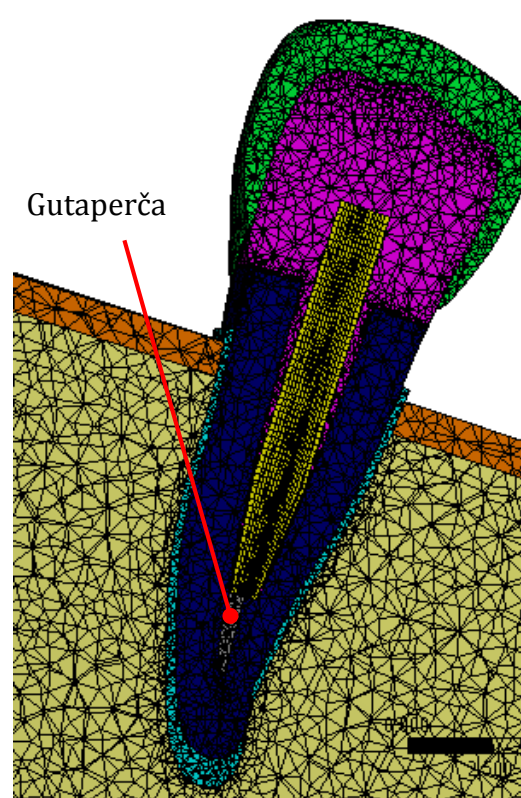


Obrázek 6.35: typ elementu Solid 186

Výsledná sestava byla nahrána do softwaru Ansys workbench 2015. Problém s tvorbou sítě u kompozitní nástavby a korunky byl vyřešen, stejně jako v předchozím případě, příkazem virtual topology. Síť byla na vyšetřovaných dosedacích plochách (korunka, core, dentin) zjemněna velikostí elementů 0,3 mm. Periodontu, spongióze, cementu a kortice se za účelem zmenšení počtu elementů přiřadily vyšší rozměry elementů, stejně tak objemovým elementům všech komponent, a to 0,8 mm. Výsledný počet elementů byl 213 208, uzlů 375 389.



Obrázek 6.36: Výsledná síť sestavy s kompozitní inlay v bočním řezu



Obrázek 6.37: Výsledná síť sestavy s kompozitní inlay v čelním řezu

6.2 Model materiálu

Prvky řešené soustavy jsou popsány lineárně pružným modelem materiálu viz tab. 1. Pro popis vlastností lineárně-pružných, isotopických materiálů stačí znát dvě nezávislé konstanty: modul pružnosti E a Poissonovo číslo μ . Prefabrikované kompozitní čepy jsou popsány orthotropním modelem. Ve směru své osy jsou tvořeny skleněnými vlákny (dominantním směr vláken je ve směru osy x viz obr. 6.38). Tato vlákna jsou spojena maticí. Pro popsání vlastností orthotropních materiálů jsou třeba tři materiálové konstanty, které jsou v různých směrech odlišné. Jsou to: modul pružnosti E , Poissonovo číslo ν a modul pružnosti ve smyku G . Všechny tyto konstanty mají v trojosém souřadném systému tři odlišné hodnoty (ve směru vláken (osa x) a kolmo na vlákna (osy y, z) jsou hodnoty zcela odlišné). Materiálové hodnoty orthotropního materiálu jsou uvedeny v tab. 2.

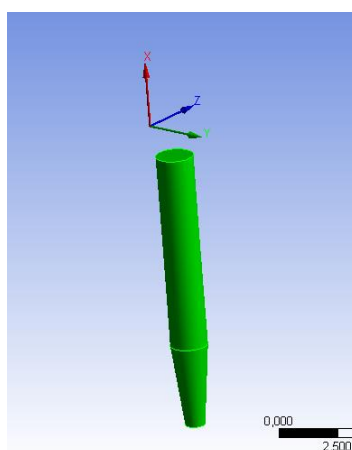
Tabulka 1: Materiálové charakteristiky elastických materiálů

Elastické materiály	E [GPa]	μ [-]
AuPd (korunka) [16]	89,5	0,33
Kost spongiózní [20]	1,37	0,3
Kost kortikální [20]	13,7	0,3
Dentin [17]	18,6	0,31
Gutaperča [18], [19]	0,14	0,45
Kompozit [3]	12	0,33
NiCr ocel (kovová inlay) [3]	210	0,3
Periodontium [20], [21], [23]	0,01	0,45

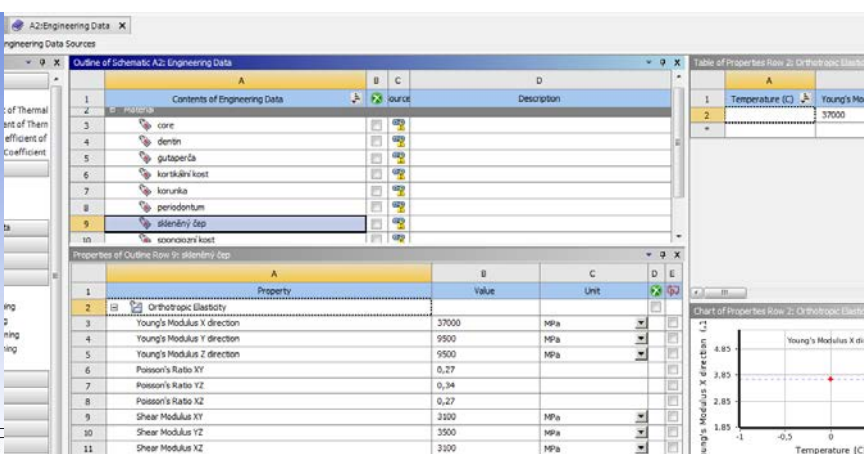
Tabulka 2: Materiálové charakteristiky orthotropního materiálu

Orthotropní model materiálu: Prefabrikovaný skleněný čep [24], [25], [26]		
E_x [GPa]		37
E_y [GPa]		9,5
E_z [GPa]		9,5
ν_{xy}		0,27
ν_{xz}		0,34
ν_{yz}		0,27
G_{xy} [GPa]		3,1
G_{xz} [GPa]		3,5
G_{yz} [GPa]		3,1

V modulu „Engineering data“ byly definovány vlastnosti všech materiálů dle předchozích dvou tabulek (obr. 6.39). Byl vytvořen souřadný systém na základě geometrie prefabrikovaného čepu, kde osa x, jak již bylo zmíněno, byla definována ve směru skleněných vláken (obr. 6.38).



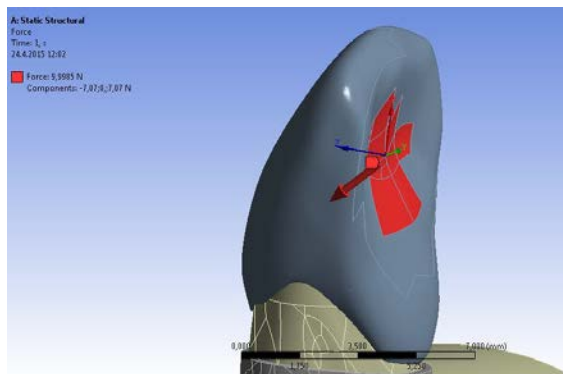
Obrázek 6.38: Vytvoření souřadného systému



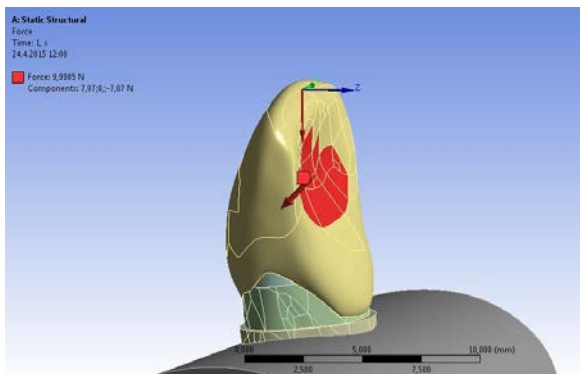
Obrázek 6.39: Definování materiálu v softwaru Ansys workbench 2015

6.3 Model zatížení

Na základě předchozích studií [3], [6] bylo zvoleno zatížení 10 N pod úhlem 45° vůči axiální ose zubu. Souřadný systém byl v případě kompozitní inlay použit ten stejný, jako při definování orthotropního materiálu (obr. 6.38). V případě kovové inlay byl vytvořen téměř totožný souřadný systém, pouze jinak definovaný: na spodní dosedací plošce kovové inlay. Aby nedocházelo ke zkreslení výsledků napjatosti v korunce byla síla definována na více plochách.



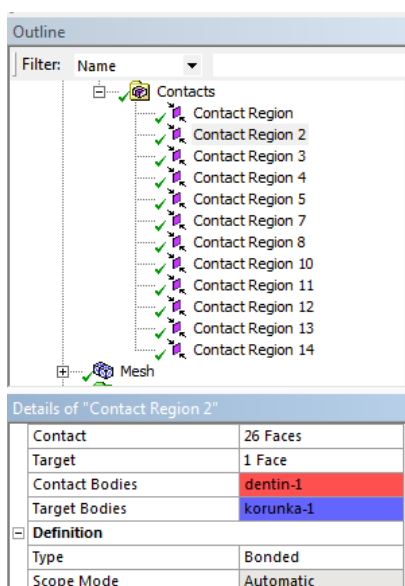
Obrázek 6.40: Zatížení sestavy s kompozitní kořenovou inlay



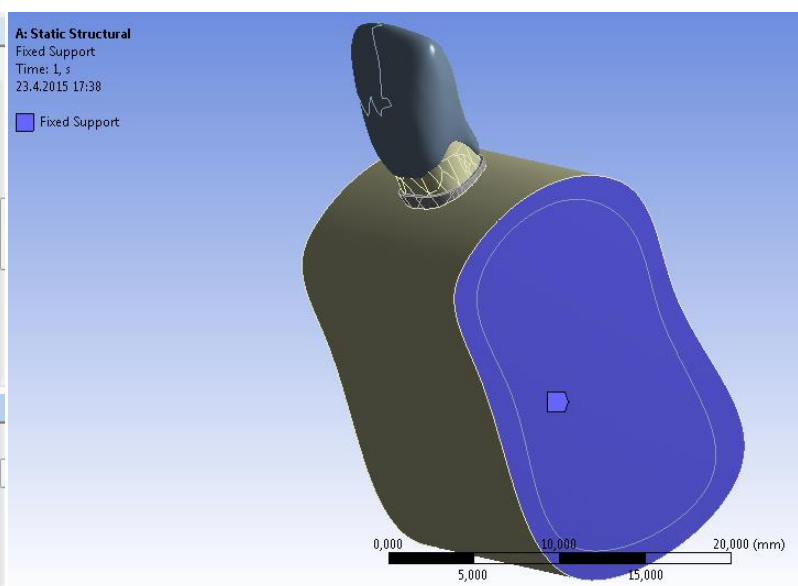
Obrázek 6.41: Zatížení sestavy s kovovou kořenovou inlay

6.4 Model vazeb

Byly vytvořeny kontaktní plochy všech komponent, které jsou v reálu slepeny tenkou vrstvou cementu (v řádu mikrometrů), která se také projeví na napjatosti v soustavě, nicméně tato studie není zaměřena na použité druhy lepení v zubním lékařství, čili byla použita spojení typu bonded (lepeno), která simuluje ideální přilepení jednotlivých komponent k sobě (obr. 6.42). Spongióze i kortice bylo na obou stranách zamezeno posuvům a natočení [31], takto bylo nasimulováno vetknutí řešené soustavy do čelisti (obr. 6.43).



Obrázek 6.42: Definování kontaktů mezi komponenty



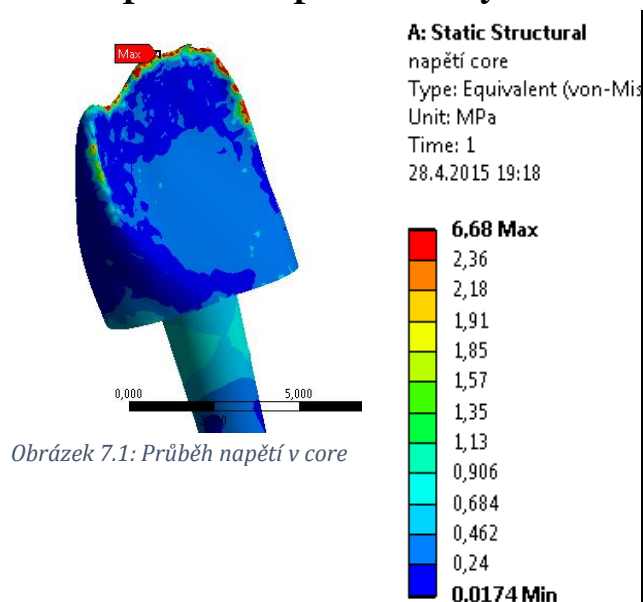
Obrázek 6.43: Vetknutí elementu do čelisti

7 Prezence a analýza výsledků

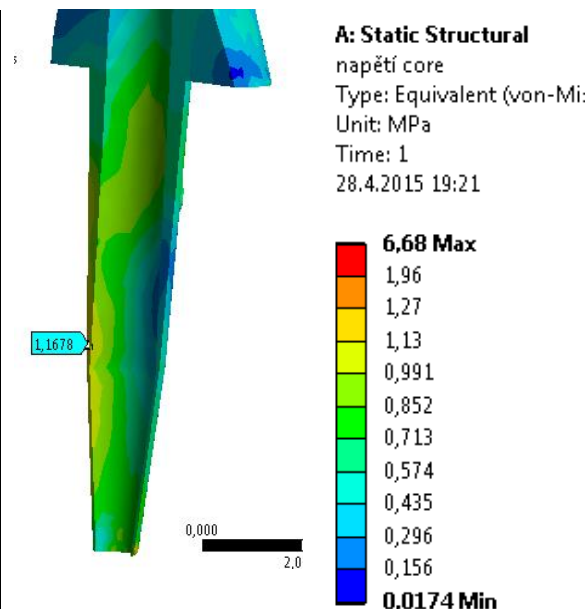
7.1 Napětí v inlay

Kořenové inlay by měly být řešeny tak, aby při zatížení nedošlo k jejich plastické deformaci. Ta v materiálu vznikne po překročení meze kluzu (R_e). Napětí v kovové inlay se porovná s její mezí kluzu.

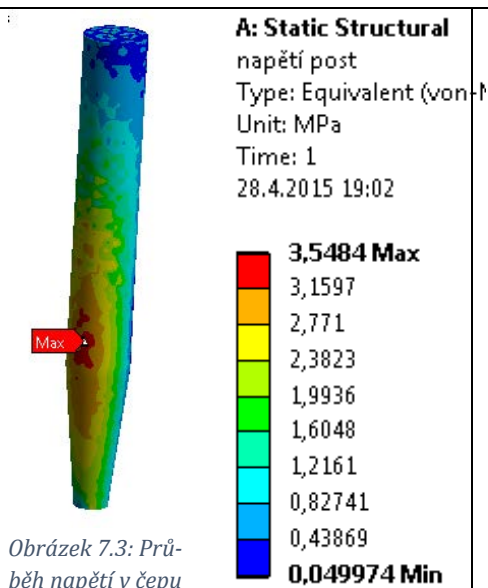
7.1.1 Napětí v kompozitní inlay



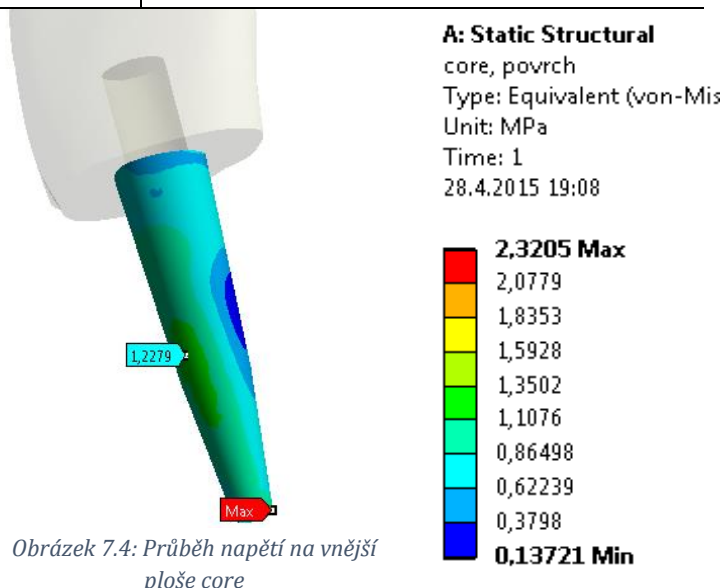
Obrázek 7.1: Průběh napětí v core



Obrázek 7.2: Průběh napětí core v řezu



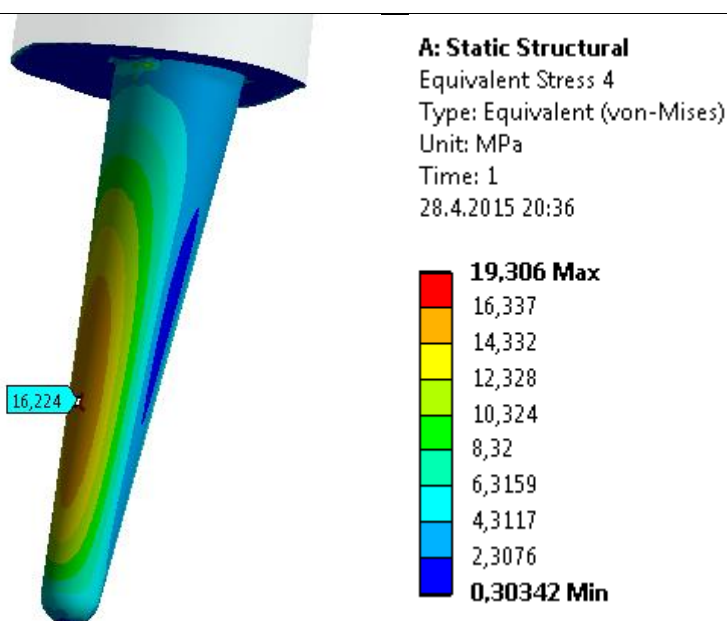
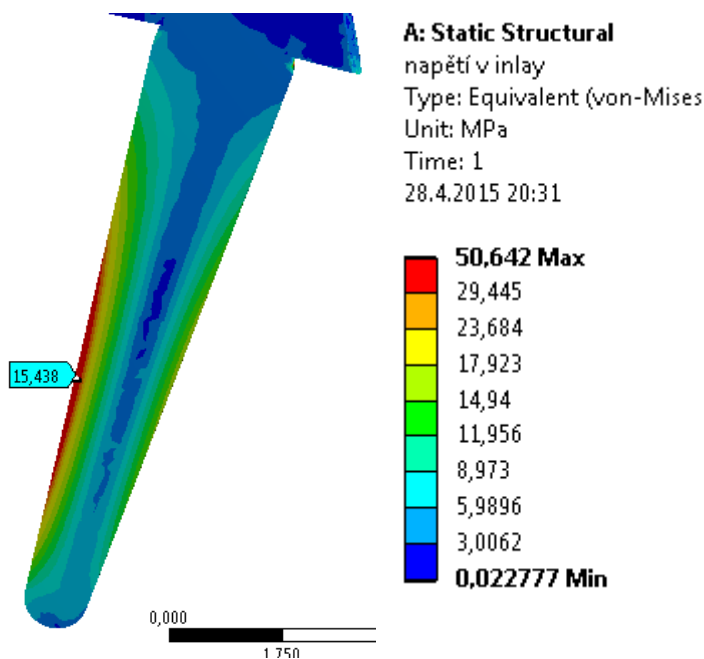
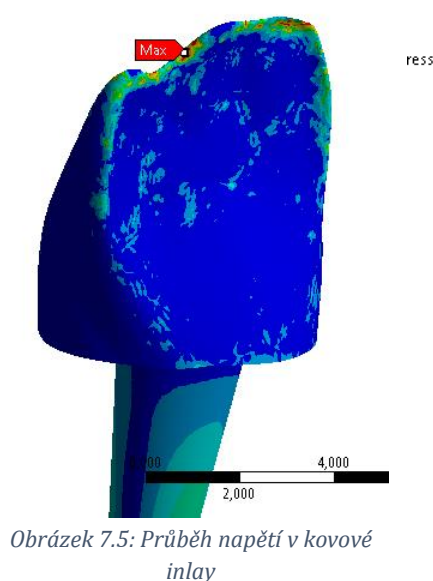
Obrázek 7.3: Průběh napětí v čepu



Obrázek 7.4: Průběh napětí na vnější ploše core

Napětí ve skleněném čepu bylo maximální zhruba ve čtvrtině jeho délky a to 3,55 MPa (obr. 7.3). Maximální napětí 6,7 MPa v kompozitní nástavbě („core“) bylo v její horní části (obr. 7.1). Napětí na vyšetřovaných dosedacích plochách kompozitní nástavby a dentinu dosahovalo maximálně 2,3 MPa v dolní části a 1,2 MPa ve čtvrtině délky inlay (obr. 7.2 a 7.4).

7.1.2 Napětí v kovové inlay



Maximální napětí v inlay 50,6 MPa (obr. 7.5) bylo stejně jako v předchozím případě v horní části inlay. Maximální napětí na vyšetřovaných dosedacích plochách s dentinem bylo přibližně v čtvrtině délky inlay a to zhruba 16 MPa (obr. 7.6 a 7.7). Mez kluzu NiCr oceli na odlitky je $Re = 380$ MPa [32]. K překročení meze kluzu a trvalé plastické deformaci tedy nedojde, protože maximální napětí zdaleka nedosahuje této hodnoty.

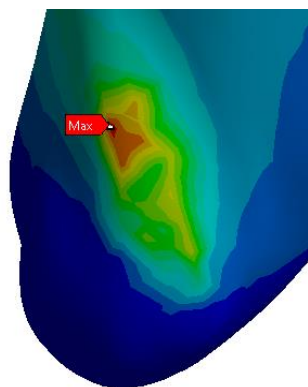
7.1.3 Zhodnocení výsledků napěťové analýzy kořenových inlay

Při zvoleném modelovém zatížení 10 N je napětí v kovové inlay zhruba 7,5 krát větší než napětí v kompozitní inlay.

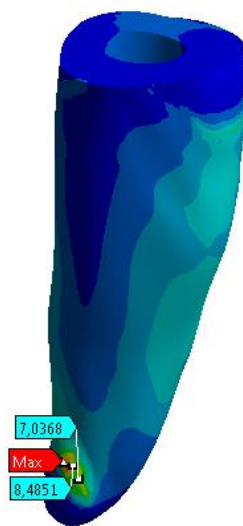
7.2 Napětí v dentinu

Podle zubaře MUDr. Jana Šmídka je největším nebezpečím při indikaci kořenové inlay fraktura kořenového kanálku, proto byl povrch navrtaného zubního kanálku vyšetřen zevrubněji než jeho vnější plocha, kde je původní periodontální spojení.

7.2.1 Dentin ošetřený kompozitní inlay

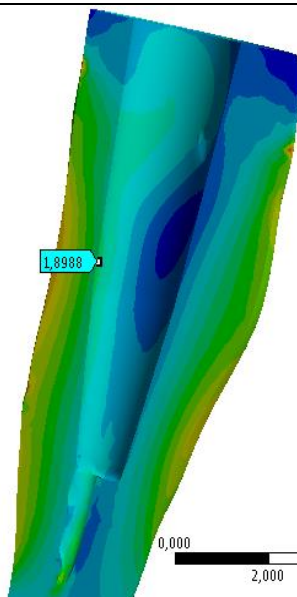
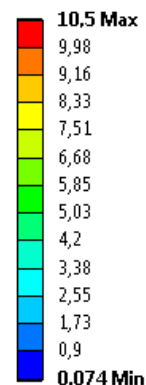


Obrázek 7.8: Detail

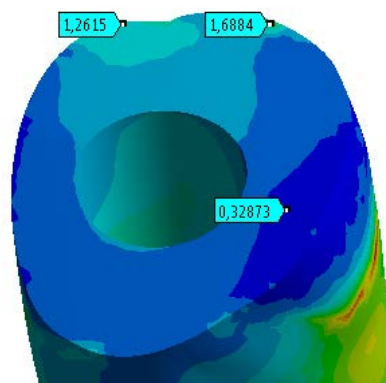


Obrázek 7.9: Maximální napětí na vnější ploše dentinu

A: Static Structural
napětí kořen
Type: Equivalent (von-Mise)
Unit: MPa
Time: 1
28.4.2015 19:29

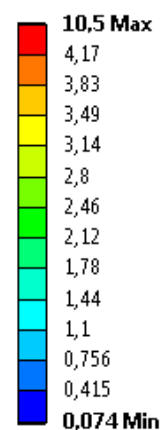


Obrázek 7.10: Průběh napětí v řezu a maximální napětí v navrtaném kanálku



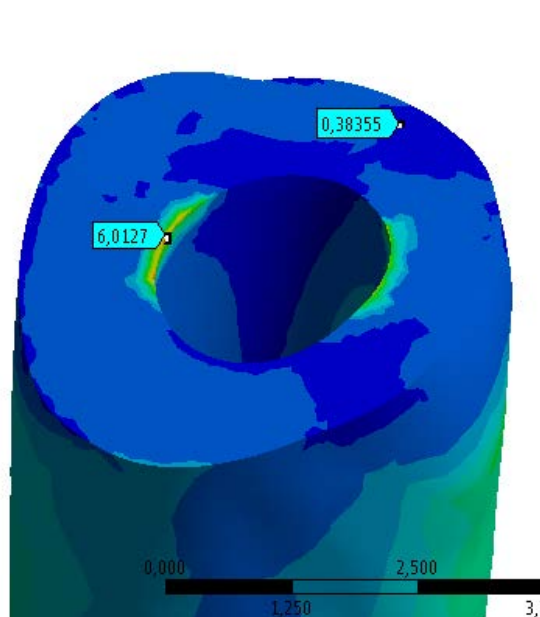
Obrázek 7.11: Napětí v místě seříznutí

A: Static Structural
napětí kořen
Type: Equivalent (von-Mi:
Unit: MPa
Time: 1
28.4.2015 19:33

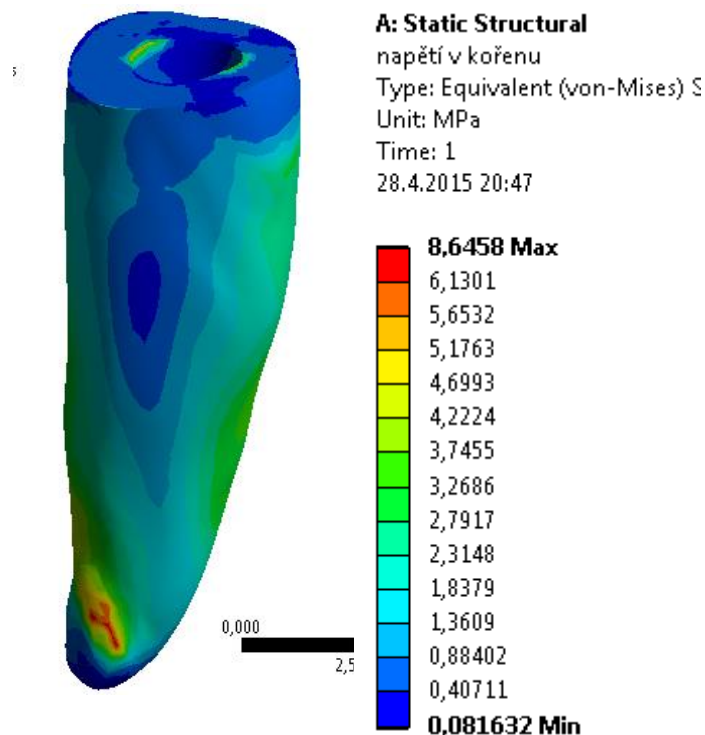


Maximální napětí v dentinu bylo na vnějším povrchu v kontaktu s periodontem v jeho dolní části a to 10,5 MPa. Napětí od tohoto místa rychle klesá (obr. 7.8), kvůli specifickému tvaru dentinu je zde koncentrátor napětí. Jak bylo zmíněno výše, napětí na vnějším povrchu dentinu v původním periodontálním spojení se nevyšetřovalo. Největší napětí v kontaktu s kompozitní inlay bylo přibližně v jedné polovině dentinu 1,9 MPa (obr. 7.10). V místě seříznutí dentinu je napětí v rozmezí 0,3 MPa až 1,7 MPa (obr. 7.11).

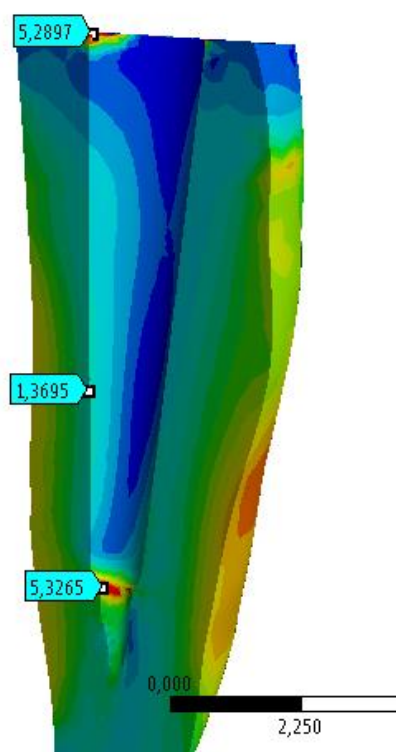
7.2.2 Dentin ošetřený kovovou inlay



Obrázek 7.12: Napětí v místě seříznutí

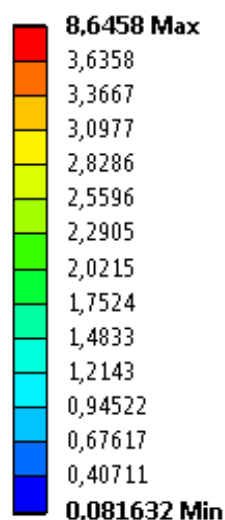


Obrázek 7.13: Průběh napětí na vnější ploše dentinu



Obrázek 7.14: Průběh napětí v řezu

A: Static Structural
napětí v kořenu
Type: Equivalent (von-Mises)
Unit: MPa
Time: 1
28.4.2015 20:54



Největší napětí 8,6 MPa bylo stejně jako v předchozím případě na vnější ploše dentinu opět (obr. 7.13). Napětí v místě seříznutí dentinu bylo mezi hodnotami 0,4 až 6 MPa

(obr. 7.12). Maximální napětí ve vyvrtaném kořenovém kanálku bylo v místě dotyku kovové inlay a na hraně horní seříznutí 5,3 MPa (obr. 7.14).

7.2.3 Zhodnocení výsledků napěťové analýzy dentinu

Aby nedošlo k fraktuře zubního kanálku je kladen důraz zejména na co nejmenší napětí v něm. Také je kladen požadavek na co nejmenší rozdíly napětí na rozhraní s inlay. Napětí v původní spojení vnější části dentinu s periodontem a kostí není kritické pro frakturu zubního kanálku.

Napětí v místě seříznutí dentinu je hodnota napětí v rozmezí:

- kompozitní inlay: 0,3 MPa až 1,7 MPa
- kovová inlay: 0,4 až 6 MPa

Maximální napětí na ploše navrtaného kanálku dentinu (lišícího se geometrií):

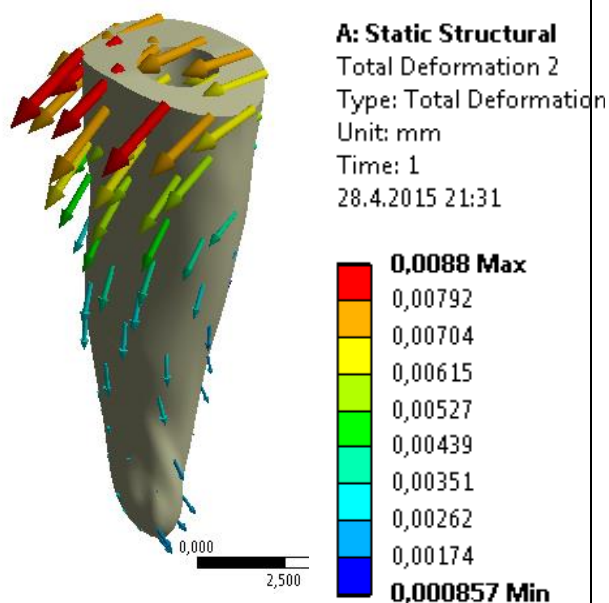
Maximální napětí bylo u obou vzorků maximální v místě kontaktu s dolní částí inlay.

- kompozitní inlay: 2 MPa
- kovová inlay: 5,3 MPa

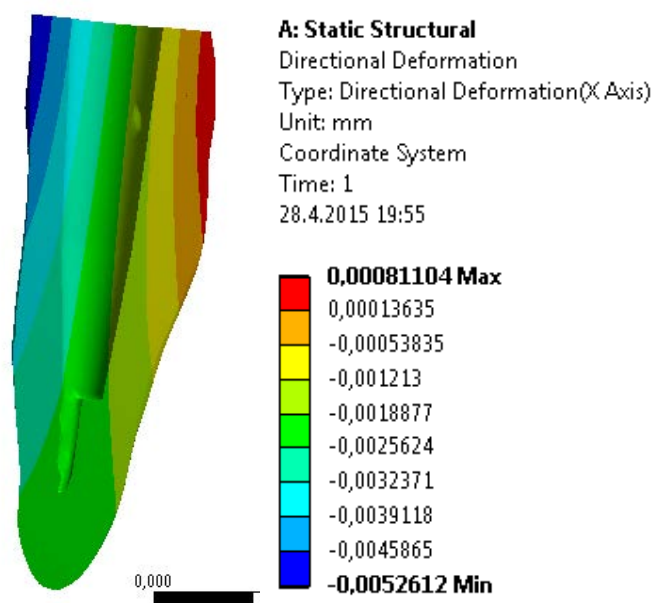
Posouzením výsledků podle těchto dvou kritérií je evidentní, že menší napětí i menší rozdíly napětí na kontaktních plochách inlay s vyvrtaným dentinem jsou v případě ošetření zubu kompozitní inlay.

7.3 Deformace

7.3.1 Deformace dentinu u ošetření kompozitní inlay



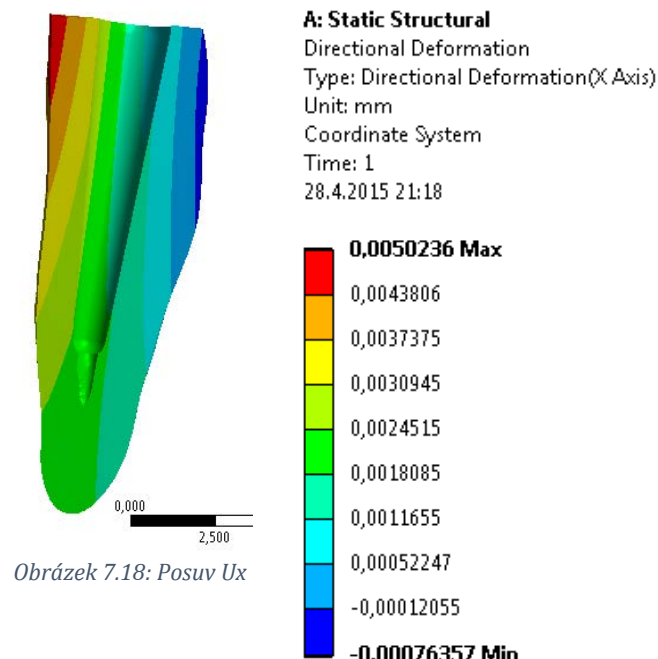
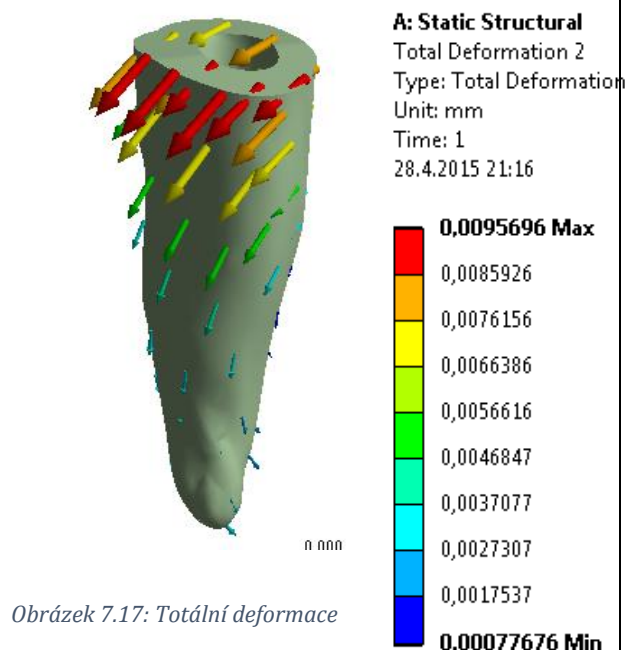
Obrázek 7.15: Totální deformace



Obrázek 7.16: Posuv U_x

Na obrázku 7.15 jsou vykresleny celkové deformační posuvy dentinu. Maximální hodnota této posuvu má hodnotu 0,0088 mm. Na obrázku 7.16 je vykreslen posuv ve směru osy x v nadefinovaném souřadném systému (viz obr. 6.38). Tato osa je orientována směrem nahoru, hodnoty maximálního posuvu ve směru osy U_x jsou proto záporné (na obr. 7.16 znázorněny modře). Hodnota maximálního posuvu U_x ve směru osy x je 0,0053 mm.

7.3.2 Deformace dentinu ošetřeného kovovou inlay



Na obrázku 7.17 jsou vykresleny celkové deformační posuvy dentinu s maximální hodnotou deformace 0,0096 mm, na obrázku 7.18 je vykreslen posuv ve směru osy x v nadefinovaném souřadném systému. Tato osa je na rozdíl od sestavy s kompozitní inlay definovaná směrem dolů, hodnoty maximální deformace jsou proto kladné. Hodnota maximálního posuvu Ux ve směru osy x je 0,0050 mm.

7.3.3 Zhodnocení výsledků deformační analýzy dentinu

Maximální posuv dentinu:

- kompozitní inlay: 0,0088 mm
- kovová inlay: 0,0096 mm

Hodnota maximálního posuvu dentinu Ux ve směru osy x (viz obr. 6.38):

- kompozitní inlay: 0,0053 mm
- kovová inlay: 0,0050 mm

Vyšší hodnotu maximálního posuvu dentinu vykazuje kovová inlay. Rozdíl mezi maximální posuvem ve směru osy x je u obou vzorků zanedbatelný.

8 Závěr

Cílem práce bylo provedení rešeršní studie dané problematiky, ze které vyplynulo, že největším problémem při indikaci kořenové inlay je fraktura kořenového kanálku.

Byla provedena Deformačně-napětěová analýza kořenové inlay v soustavě se zubem zatíženého žvýkací silou 10 N. Řešení bylo provedeno pro dva typy dnes nejčastěji používaných kořenových inlay (kovových a kompozitních) a to pomocí výpočetního softwaru Ansys.

Výsledky Deformačně-napětěové analýzy:

- 1. Napětí v inlay:** V kovové inlay bylo napětí přibližně 7,5 krát větší než napětí v kompozitní inlay. V případě kovové inlay byla hodnota porovnána s mezí kluzu oceli $R_e = 380 \text{ MPa}$. K plastické deformaci kovové inlay tedy nedojde. Svou roli hraje i cyklický charakter namáhání a únava materiálu, kterými se ale tato práce nezabývá.
 - kompozitní inlay: 6,7 MPa
 - kovová inlay: 50,6 MPa
- 2. Napětí v dentinu v místě seříznutí:** Rozdíl napětí na této dosedací ploše byl 4 krát větší u dentinu ošetřeného kovovou inlay než u dentinu ošetřeného kompozitní inlay.
 - kompozitní inlay: 0,3 MPa až 1,7 MPa
 - kovová inlay: 0,4 až 6 MPa
- 3. Maximální napětí na ploše navrtaného kanálku dentinu:** Dentin ošetřený kompozitní inlay měl rovnoměrné rozložení napětí na dosedacích plochách inlay. U dentinu ošetřeného kovovou inlay byla místa se zvýšenou koncentrací napětí. V případě dentinu ošetřeného kovovou inlay vycházelo maximální napětí na ploše kořenového kanálku 2,8 krát větší než dentin ošetřený kompozitní inlay.
 - kompozitní inlay: 2,5 MPa
 - kovová inlay: 5,3 MPa
- 4. Maximální posuv dentinu:** Dentin ošetřený kovovou inlay má hodnotu maximálního posuvu 1,1 krát větší než dentin ošetřený kompozitní inlay.
 - kompozitní inlay: 0,0088 mm
 - kovová inlay: 0,0096 mm
- 5. Hodnota maximálního posuvu dentinu U_x ve směru osy x (viz obr. 6.38):** Rozdíl mezi maximální posuvem ve směru osy x je u obou vzorků zanedbatelný.
 - kompozitní inlay: 0,0053 mm
 - kovová inlay: 0,0050 mm

Zhodnocení výsledků Deformačně-napětěové analýzy:

Pro vyvrtaný dentin je jednoznačně šetrnější ošetření pomocí kompozitní inlay, kde nevznikají koncentrátoři napětí.

Cíle bakalářské práce byly splněny.

9 Literatura

9.1 Odborné články

- [1] A 5,500 year old artificial human tooth from Egypt: a historical note. [online]. [cit. 2015-03-04]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pub-med/15508979>
- [2] Zubní implantáty. LékařiOnline.cz [online]. 2014, 1.4.2014 [cit. 2015-03-04]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/stomatologie/zakroky/zubni-implantaty>
- [3] LANZA, Alessandro, Raffaella AVERSA, Sandro RENGO, Davide APICELLA a Antonio APICELLA. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental Materials*. 2005, roč. 2005, č. 21, s. 7. DOI: 10.1016/j.dental.2004.09.010.
- [4] SORRENTINO, Roberto, Raffaella AVERSA, Valeria FERRO, Tommaso AURIEMMA, Fernando ZARONE, Marco FERRARI a Antonio APICELLA. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dental materials*. 2007, 983–993. DOI: 10.1016/j.dental.2006.08.006.
- [5] DURMUS, Gökhan a Perihan OYAR. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014.
- [6] JANG, Ji-Hyun, Su-Jung PARK, Kyung-San MIN, Bin-Na LEE, Hoon-Sang CHANG, Won-Mann OH, Hyunpil LIM, Young-Tae CHO, Jeong-Tae KOH, Ho-Hyun SON, Yun-Chan HWANG a In-Nam HWANG. Stress behavior of cemented fiber-reinforced composite and titanium posts in the upper central incisor according to the post length: Two-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*. 2012, roč. 2012, 384-389. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jds.2012.04.005>.
- [15] MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing*. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0.
- [16] Oyar P, Ulusoy M, Eskitascioglu G. Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *Int J Prosthodont* 2006;19:85-91.
- [17] Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20:153-8.
- [18] Ruse ND. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA paper: a story of broken links. *Dent Mater* 2008;24: 1717-9.
- [19] Mattos CM, Las Casas EB, Dutra IG, Sousa HA, Guerra SM. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. *J Dent* 2012;40: 423-32.

- [20] Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002;15:189e94.
- [21] Dorow, Ch., Krstin, N., Sander, F. G.: Determination of the Mechanical Properties of the Periodontal Ligament in a Uniaxial Tensional Experiment, *Journal of Orofacial Orthopedics*, 64 (2003) 100-107.
- [22] Takahashi, N., Kitagami, T., Komori, T.: Behaviour of teeth under variol loading condition with finite element method, *Journal of Oral Rehabilitation*, 7 (1980) 453-461.
- [23] Ziegler, A., Keilig, L., Kawarizadeh, A., Jäger, A., Bourauel, C., Numerical simulation of the biomechanical behaviour of multirrooted teeth, *European Journal of Orthodontics*, 27 (2005) 333-339.
- [24] De Santis R, Prisco D, Apicella A, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Carbon post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mater Sci Mater Med* 2000;11:201-6.
- [25] Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of - reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000; 13: 15B - 118.
- [26] Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27(4):275-8.
- [29] EDELHOFF, Daniel, Andreas RÜBBEN a Volker WEBER. Departments Clinical Brief: Build-Up of Endodontically Treated Teeth. *Dentistryindia* [online]. [cit. 2015-05-11]. Dostupné z: <http://www.dentistryindia.net/print.php?id=3118>
- [31] MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; KAISER, J.; FLORIAN, Z.; WOLFF, J. Finite Element Analysis of Dental Implant Loading on Atrophic and Non-atrophic Cancellous and Cortical Mandibular Bone - a Feasibility Study. *JOURNAL OF BIOMECHANICS*, 2014, roč. 47, č. 16, s. 3830-3836. ISSN: 0021- 9290.

9.2 Knihy

- [7] DOMBRADY, Ladislav, Jiří BITTNER, Robert RUS a Mojmír VACEK. *Stomatologická protetika*. Praha: Avicenum, 1977.
- [8] TVRDOŇ, Martin. *Protetická Stomatológia: Liečba a prevencia*. II. doplnené a prepracované vydanie. Bratislava: Vydavateľstvo Svornosť, 2006, s. 167-206. Kapitola X.: Fixní náhrady (J. Bittner). ISBN 80-969524-4-7.
- [32] FÜRBAACHER, Ivan, Karel MACEK a Josef STEIDL. 2004. *Lexikon Technických materiálů se zahraničními ekvivalenty*. Verlag Dashöfer. Svazek 3: oddíl 5.

9.3 Dizertační a závěrečné práce

- [28] MARCIÁN, PETR. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno, 2012. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

9.4 Internetové odkazy a ostatní

- [9] Univerzita Karlov: Moodle pro výuku. *Základní anatomie GIT: ÚSTROJÍ TRÁVICÍ APPARATUS DIGESTORIUS* [online]. 1. 7. 2014 [cit. 2015-03-24]. Dostupné z: <http://www.inspirawtion.com/images/lecba-zubniho-kazu-stavba-zubu.jpg>
- [10] RTD. *PRODUCTS CATALOGUE: MATCHPOST*. 2011. Dostupné z: <http://www.rtd-dental.com/products/fiber-posts/matchpost>

- [11] Mandibular prognathism. *AO Surgery Reference* [online]. [cit. 2015-03-15]. Dostupné z: <https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgerymobile?contentUrl=/srg/95b/01-Diagnosis/D300-MandSagittal.jsp&soloState=pre-comp&title=&Language=en>
- [12] Sagittal disorders of the maxilla. *AO Surgery Reference* [online]. [cit. 2015-03-15]. Dostupné z: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UM-MDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/?ActiveNumber=1&StepPos=31&contentUrl=%2Fsrg%2F95b%2F01-Diagnosis%2FD300-MaxSagittal.enl.jsp&soloState=true
- [13] IV. Endodontické ošetření. NEUMANN, Martin. *Zuby.cz* [online]. 15. 05. 2007, 17. 9. 2011 [cit. 2015-03-15]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/endodonce/iv-endodonticke-osetreni.html>
- [14] OpenI. ANCHIETA, EP ROCHA, EO DE ALMEIDA, AC JUNIOR a AP MARTINI. *Bonding All-Ceramic Restorations with Two Resins Cement Techniques: A Clinical Report of Three-Year Follow-Up* [online]. 2011 [cit. 2015-03-24]. Dostupné z: http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3170033_DENT-5-480-g4&req=4
- [27] MARCIÁN, Petr, Zdeněk FLORIAN a Michal MRÁZEK. 2010. Úloha 7: Vytvoření parametrického modelu geometrie segmentu dolní čelisti v programu Solid-Works. *Biomechanika 2* [online]. [cit. 2015-04-10]. Dostupné z: http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=83%3Astomatologicka-biomechanika&catid=38%3Aopory&Itemid=97&lang=cs
- [30] ANSYS Help

10 Použité názvy

Kořenová inlay	Kořenový čep, kořenová nástavba
Dentin	Zubovina
Gingiva	Dáseň
Composite resin core, core, kompozit	Kompozitní nástavba na prefabrikovaný čep
FEA	Finite element analysis, analýza pomocí metody konečných prvků
Post (Matchpost)	Prefabrikovaný kompozitní čep
Re	Mez kluzu materiálu

11 Seznam tabulek a obrázků

11.1 Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Dolní čelist s primitivní náhradou z období neolitu [1], [28]	1
Obrázek 2.1: Stavba zubu [9]	3
Obrázek 4.1: Zatížení zubu na základě anatomie [3]	6
Obrázek 4.2: Průběhy napětí: Vlevo kovová inlay, uprostřed a vpravo inlay se skleněnými vlákny lišící se pouze typem použitého cementu [3]	6
Obrázek 4.3: Společné zatížení vzorových modelů [4]	6
Obrázek 4.4: Síť sestavy a zvolené zatížení [5]	7
Obrázek 4.5: Definování geometrie sestavy [6]	8
Obrázek 4.6: Zatížení sestavy [6]	8
Obrázek 5.1: Retruse [11]	9
Obrázek 5.2: Protruse [12]	9
Obrázek 5.3: Správná délka a tvar kořenové inlay [7]	9
Obrázek 5.4: Čepová korunka podle Richmonda [7]	10
Obrázek 5.5: Tvar zubního pahýlu po opracování [7]	11
Obrázek 5.6: Oválný tvar kořenové nástavby při pohledu shora a maximální rozměry [7]	11
Obrázek 5.7: Zhotovení voskového modelu [7]	12
Obrázek 5.8: Kompozitní kořenové inlay [29]	13
Obrázek 5.9: Postup zavádění prefabrikovaného čepu [14]	14
Obrázek 6.1: Skenovaný zub zobrazen v měřítku	15
Obrázek 6.2: CT snímek zobrazený v pseudobarvách	15
Obrázek 6.3: Tělo: Dentin	15
Obrázek 6.4: Tělo: Sklovina	15
Obrázek 6.5: Model řezáku v softwaru Solidworks	16
Obrázek 6.6: Model zubu s dutým zubním kanálkem	16
Obrázek 6.7: Vytvoření osy zubu pomocí bodů v kořenu	16
Obrázek 6.8: Horní a dolní rovina pro vytvoření dolní části inlay	17
Obrázek 6.9: Skici pro vytvoření dolní části inlay	17
Obrázek 6.10: Dolní část kořenové inlay	17
Obrázek 6.11: Vytvoření rovin pro seříznutí dentinu	17
Obrázek 6.12: Uříznutý dentin	18
Obrázek 6.13: Strom příkazů pro vytvoření uříznutého dentinu	18
Obrázek 6.14: Vytvoření prvního těla pro vytvoření horní části inlay	18
Obrázek 6.15: Odstranění zbývajících otvorů v původním dentinu sloučení s nově vytvořenými těly	18
Obrázek 6.16: Kovová inlay	19
Obrázek 6.17: Korunka	19
Obrázek 6.18: Gutaperča	19
Obrázek 6.19: Periodontium	19

Obrázek 6.20: Kortika	20
Obrázek 6.21: Spongióza	20
Obrázek 6.22: Elementární element Solid 187	20
Obrázek 6.23: Původní hrany a plošky na korunce.....	21
Obrázek 6.24: Vyhlazení ploch po použití příkazu virtual topology	21
Obrázek 6.25: Výsledná síť sestavy s kovovou inlay v pohledu	21
Obrázek 6.26: Definování velikostí elementů sítě na jednotlivých komponentech sestavy	21
Obrázek 6.27: Výsledná síť sestavy v čelním řezu.....	22
Obrázek 6.28: Výsledná síť sestavy v bočním řezu	22
Obrázek 6.29: Rozměry jednotlivých kalibrovaných kompozitních čepů [10]	22
Obrázek 6.30: Doporučené čepy pro jednotlivé zuby [10].....	22
Obrázek 6.31: Seříznutý kalibrovaný čep	23
Obrázek 6.32: Vymodelovaná nástavba pro vyplnění horní části dentinu	23
Obrázek 6.33: Kompozitní nástavba v řezu.....	23
Obrázek 6.34: Detail kompozitní nástavby	23
Obrázek 6.35: typ elementu Solid 186	24
Obrázek 6.36: Výsledná síť sestavy s kompozitní inlay v bočním řezu.....	25
Obrázek 6.37: Výsledná síť sestavy s kompozitní inlay v čelním řezu	25
Obrázek 6.38: Vytvoření souřadného systému.....	26
Obrázek 6.39: Definování materiálu v softwaru Ansys workbench 2015.....	26
Obrázek 6.40: Zatížení sestavy s kompozitní kořenovou inlay	27
Obrázek 6.41: Zatížení sestavy s kovovou kořenovou inlay	27
Obrázek 6.42: Definování kontaktů mezi komponenty	27
Obrázek 6.43: Vetknutí elementu do čelisti	27
Obrázek 7.1: Průběh napětí v core.....	28
Obrázek 7.2: Průběh napětí core v řezu	28
Obrázek 7.3: Průběh napětí v čepu.....	28
Obrázek 7.4: Průběh napětí na vnější ploše core	28
Obrázek 7.5: Průběh napětí v kovové inlay	29
Obrázek 7.6: Průběh napětí v řezu	29
Obrázek 7.7: Průběh napětí na plochách kontaktu inlay s dentinem.....	29
Obrázek 7.8: Detail.....	30
Obrázek 7.9: Maximální napětí na vnější ploše dentinu.....	30
Obrázek 7.10: Průběh napětí v řezu a maximální napětí v navrtaném kanálku	30
Obrázek 7.11: Napětí v místě seříznutí.....	30
Obrázek 7.12: Napětí v místě seříznutí.....	31
Obrázek 7.13: Průběh napětí na vnější ploše dentinu.....	31
Obrázek 7.14: Průběh napětí v řezu.....	31
Obrázek 7.15: Totální deformace	33
Obrázek 7.16: Posuv Ux	33
Obrázek 7.17: Totální deformace	34
Obrázek 7.18: Posuv Ux	34

11.2 Seznam tabulek

Tabulka 1: Materiálové charakteristiky elastických materiálů	26
Tabulka 2: Materiálové charakteristiky orthotropního materiálu.....	26